



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108471942 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201680069952.6

(72)发明人 D.克鲁布萨克 M.希尔斯

(22)申请日 2016.09.20

A.彼得森 G.陈

(30)优先权数据

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

62/235309 2015.09.30 US

62/276596 2016.01.08 US

62/276639 2016.01.08 US

62/321856 2016.04.13 US

代理人 王岳 郑冀之

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/052717 2016.09.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/058578 EN 2017.04.06

(71)申请人 心测实验室公司

地址 美国德克萨斯州

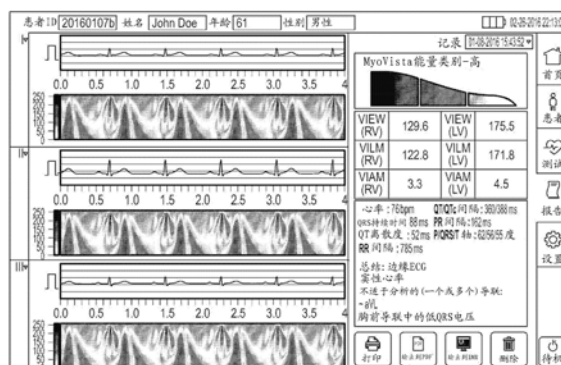
权利要求书5页 说明书20页 附图13页

(54)发明名称

定量心脏测试

(57)摘要

能够使用例如基于与T波相关联的时间点的从心电图的时间-频率变换得到的复极测量和/或复极指数来对心脏状况和功能进行量化。可以将心电图、从其得到的时间-频率图、和/或通过分析时间-频率图和心电图获得的指数组合到用户接口中。描述了另外的实施例。



1. 一种方法,包括:

使用放置在患者上的一个或多个电极,测量与一个或多个相应导联相关联的一个或多个心电图;

通过时间-频率变换将所述一个或多个心电图转换为一个或多个相应的二维时间-频率图;

在所述一个或多个心电图内识别与T波相关联的一个或多个时间点;

针对所述一个或多个时间-频率图中的至少一个,确定与相应的时间-频率图在与T波相关联的所述一个或多个时间点处的跨频率的极值对应的一个或多个复极测量;以及

基于所述一个或多个复极测量来输出至少一个复极指数。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:至少部分地基于跨包含RS片段的时间区间并且跨频率在相应的时间-频率图中识别的最大值和最小值之间的差来使所述一个或多个时间-频率图中的每个标准化,其中,所述一个或多个复极测量是从标准化的时间-频率图确定的。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,使所述一个或多个时间-频率图标准化包括:使每个时间-频率图移位到最小值等于零,并且然后基于最大值来缩放相应的时间-频率图。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,跨其在时间-频率图中识别最大值和最小值的时间区间包含至少一次心跳。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,跨其在时间-频率图中识别最大值和最小值的时间区间包含相关联的心电图以其整体的测量时间。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,跨其在时间-频率图中识别最大值和最小值的时间区间对应于整数次心跳。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,与T波相关联的所述一个或多个时间点落入由在所述T波的最大值之前和之后的、在其处所述T波呈现其最大值的一半的点限定的时间区间内。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,与T波相关联的所述一个或多个时间点包括所述T波的最大值之前的第一时间点和所述T波的最大值之后的第二时间点。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,确定对应于所述第一时间点处的极值的第一复极测量和对应于所述第二时间点处的极值的第二复极测量,所述方法还包括将所述第一复极测量和第二复极测量进行比较。

10. 根据权利要求9所述的方法,还包括基于所述比较来确定心脏状况。

11. 根据权利要求10所述的方法,还包括将所述心脏状况传送给用户。

12. 根据权利要求10所述的方法,其中,基于所述第二复极测量大于所述第一复极测量来确定异常心脏状况。

13. 根据权利要求1所述的方法,其中,针对与所述患者的心脏的左心室相关联的至少一个导联以及与所述患者的心脏的右心室相关联的至少一个导联测量心电图并且确定相应的复极测量,并且其中,将基于针对所述左心室确定的至少一个复极测量的左心室复极指数与基于针对所述右心室确定的至少一个复极测量的右心室复极指数进行比较。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括基于所述比较来确定心脏状况。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括将所述心脏状况传送给用户。

16. 根据权利要求14所述的方法,其中,基于所述右心室复极指数大于所述左心室复极指数来确定异常心脏状况。

17. 根据权利要求13所述的方法,其中,所述左心室复极指数包括基于针对与所述左心室相关联的多个相应导联测量的心电图确定的、对应于时间点中的选择时间点处的极值的多个复极测量上的平均值,并且通过在基于针对与所述右心室相关联的多个相应导联测量的心电图而确定的、对应于选择时间点处的极值的多个复极测量上进行平均来确定右心室复极指数。

18. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述至少一个复极指数包括两个或更多复极测量上的平均值。

19. 根据权利要求18所述的方法,其中,在两次或更多心跳上获取平均值。

20. 根据权利要求18所述的方法,其中,在两个或更多导联上获取平均值。

21. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述至少一个复极指数包括基于患者的年龄或性别中的至少一个的调整因子。

22. 根据权利要求1所述的方法,其中,根据所述至少一个复极测量和患者的心率来计算所述至少一个复极指数。

23. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述时间-频率变换包括小波变换,并且所述时间-频率图包括尺度图。

24. 根据权利要求23所述的方法,其中,所述时间-频率变换包括连续小波变换。

25. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述时间-频率图是绝对值图。

26. 根据权利要求1所述的方法,还包括基于所述至少一个复极指数与阈值的比较来确定心脏状况。

27. 根据权利要求26所述的方法,还包括将所述心脏状况传送给用户。

28. 根据权利要求26所述的方法,其中,基于所述至少一个复极指数低于所述阈值来确定异常心脏状况。

29. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述输出包括在用户接口中显示所述至少一个复极指数。

30. 一种心脏测试系统,包括:

电极接口,被配置为经由能够连接到所述电极接口的一个或多个相应电极接收一个或多个心电图信号;以及

处理设施,通信地耦合到所述电极接口并且被配置为:

根据所述一个或多个心电图信号生成针对一个或多个相应导联的一个或多个心电图;

通过时间-频率变换将所述一个或多个心电图转换为一个或多个相应的二维时间-频率图;

在所述一个或多个心电图内识别与T波相关联的一个或多个时间点;

针对所述一个或多个时间-频率图中的至少一个,确定与相应的时间-频率图在与T波相关联的所述一个或多个时间点处的极值对应的一个或多个复极测量;以及

基于所述一个或多个复极测量来输出至少一个复极指数。

31. 根据权利要求30所述的系统,其中,所述电极接口和所述处理设施被集成到单个心脏测试装置中。

32. 根据权利要求30所述的系统,其中,所述处理设施被配置为实现权利要求2至29中任一项所述的方法。

33. 一种或多种计算机可读介质,存储用于处理与一个或多个相应导联相关联的一个或多个心电图的指令,所述指令在由一个或多个计算机处理器执行时使所述一个或多个计算机处理器执行以下各项:

通过时间-频率变换将所述一个或多个心电图转换为一个或多个相应的二维时间-频率图;

在所述一个或多个心电图内识别与T波相关联的一个或多个时间点;

针对所述一个或多个时间-频率图中的至少一个,确定与相应的时间-频率图在与T波相关联的所述一个或多个时间点处的极值对应的一个或多个复极测量;以及

基于所述一个或多个复极测量来输出至少一个复极指数。

34. 根据权利要求33所述的一种或多种计算机可读介质,存储如下指令:该指令在由所述一个或多个计算机处理器执行时使所述一个或多个计算机处理器执行根据权利要求2至29中任一项所述的方法。

35. 一种方法,包括:

使用放置在患者上的一个或多个电极,测量与一个或多个相应导联相关联的一个或多个心电图;

通过时间-频率变换将所述一个或多个心电图转换为一个或多个对应的二维时间-频率图;以及

生成用户接口,所述用户接口针对所述一个或多个心电图中的至少一个显示心电图的至少一部分,并且与其时间对准地显示对应的时间-频率图的在时间上伸及同时间的部分。

36. 根据权利要求35所述的方法,还包括:

在所述一个或多个心电图内识别与T波相关联的一个或多个时间点;

根据所述一个或多个时间-频率图在与T波相关联的所述一个或多个时间点处的值确定至少一个复极指数;以及

使所述至少一个复极指数显示在所述用户接口中。

37. 根据权利要求36所述的方法,其中,针对多个导联,测量多个相应的心电图并且将其变换成多个对应的时间-频率图,并且其中,所生成的用户接口仅显示包括少于所述多个心电图和对应的时间-频率图的全部的子集,所述至少一个复极指数独立于对用于包含在所显示的子集中的心电图和时间-频率图的选择。

38. 根据权利要求36所述的方法,其中,生成所述用户接口包括基于色度来表示所述一个或多个时间-频率图的无符号的值,并且其中,所述至少一个复极指数是根据所述一个或多个时间-频率图在与T波相关联的所述一个或多个时间点处的带符号的值确定的。

39. 根据权利要求36所述的方法,还包括基于所述至少一个复极指数来确定心脏状况,并且生成用于在所述用户接口内显示的指示所述心脏状况的图标。

40. 根据权利要求39所述的方法,其中,所述图标包括分段的波形符号,所述分段的波形符号经由另外着色的波形符号内的许多灰色片段来表示心脏功能受损的程度。

41. 根据权利要求35所述的方法,其中,所述心电图和对应的时间-频率图的显示部分包含小于所述心电图的整个测量时间,所述方法还包括响应于用户输入而在时间上使所述

心电图和对应的时间-频率图的显示部分移位。

42. 根据权利要求41所述的方法,其中,基于包括与显示所述心电图的屏幕部分或显示所述对应的时间-频率图的屏幕部分中的至少一个相关联的滚动动作的用户输入来在时间上使所述显示部分移位。

43. 根据权利要求42所述的方法,其中,所述滚动动作包括在显示所述心电图或所述对应的时间-频率图的屏幕部分内并且在基本上平行于所述心电图和所述对应的时间-频率图的时间轴的方向上执行的滑动手势。

44. 根据权利要求43所述的方法,其中,在触摸屏上执行所述滚动动作。

45. 根据权利要求35所述的方法,其中,所生成的所述用户接口显示针对多个相应导联的多个心电图和对应的时间-频率图的至少部分,针对所述导联中的不同导联的心电图和时间-频率图的部分在时间上伸及同时间并在时间上彼此对准。

46. 根据权利要求45所述的方法,还包括:响应于与所述心电图或对应的时间-频率图中的一个相关联的滚动动作,在时间上使所述多个心电图和对应的时间-频率图中的全部的显示部分移位。

47. 根据权利要求35所述的方法,其中,针对多个导联,测量多个相应的心电图并且将其变换成多个对应的时间-频率图,并且其中,所生成的用户接口仅显示包括少于所述多个心电图和对应的时间-频率图的全部的子集,所述子集能够经由包含在所述用户接口中的一个或多个用户输入控制元件来选择。

48. 根据权利要求47所述的方法,其中,所述用户接口包括多个屏幕部分,每个屏幕部分经由所述用户输入控制元件中的相关联的一个来方便用户选择所测量的心电图和对应的时间-频率图中的一个以用于在所述屏幕部分中显示。

49. 根据权利要求48所述的方法,其中,所述用户输入控制元件中的每个都包括下拉菜单,所述下拉菜单在激活时显示针对所有导联的用户可选符号。

50. 一种心脏测试系统,包括:

电极接口,被配置为经由能够连接到所述电极接口的一个或多个相应电极接收一个或多个心电图信号;

显示装置;以及

处理设施,其被配置为至少部分地基于所接收的一个或多个心电图信号来生成用户接口屏幕,并且使在显示装置上显示所述用户接口屏幕,其中,生成并且使显示所述用户接口屏幕包括:

根据所述一个或多个心电图信号生成针对一个或多个相应导联的一个或多个心电图;

通过时间-频率变换将所述一个或多个心电图转换为一个或多个对应的二维时间-频率图;

生成用户接口,所述用户接口针对所述一个或多个心电图中的至少一个显示心电图的至少一部分,并且与其时间对准地显示对应的时间-频率图的在时间上伸及同时间的部分。

51. 根据权利要求50所述的系统,其中,所述电极接口、所述显示装置和所述处理设施被集成到单个心脏测试装置中。

52. 根据权利要求50所述的系统,其中,所述显示装置包括触摸屏。

53. 根据权利要求50所述的系统,其中,所述处理设施被配置为实现根据权利要求36至

49中任一项所述的方法。

54. 一种或多种计算机可读介质, 存储用于处理与一个或多个相应导联相关联的一个或多个心电图的指令, 所述指令在由一个或多个计算机处理器执行时使所述一个或多个处理器执行以下各项:

通过时间-频率变换将一个或多个心电图转换为一个或多个对应的二维时间-频率图;
以及

生成用户接口, 所述用户接口针对所述一个或多个心电图中的至少一个显示心电图的至少一部分, 并且与其时间对准地显示对应的时间-频率图的在时间上伸及同时间的部分。

55. 根据权利要求54所述的一种或多种计算机可读介质, 存储如下指令: 该指令在由所述一个或多个计算机处理器执行时使所述一个或多个处理器执行根据权利要求35至49中任一项所述的方法。

定量心脏测试

[0001] 相关申请的交叉引用

本申请要求于2015年9月30日提交的美国临时申请号62/235,309、于2016年1月8日提交的美国临时申请号62/276,596、于2016年1月8日提交的美国临时申请号62/276,639以及于2016年4月13日提交的美国临时申请号62/321,856的优先权和权益。所有四个临时申请的公开据此通过引用并入本文。

技术领域

[0002] 本公开总体上涉及心脏测试,并且更具体地涉及用于对心脏状况进行量化和/或可视化的系统、装置和方法。

背景技术

[0003] 常规地使用心电图(ECG)来执行针对冠心病、心肌缺血和其他异常心脏状况的心脏测试,心电图表示反映经由放置在患者的皮肤上的电极测量的心脏的电活动的电位。心脏的电系统通过经由心脏的细胞发送电信号来控制心跳的定时。心脏包含用于承载心脏的电信号的传导细胞和如由心脏的电信号触发的收缩心脏腔室的肌肉细胞。电信号从称为窦房(SA)结的心脏顶部的一组细胞开始。然后信号向下行进通过心脏,传导细胞至传导细胞,首先触发两个心房,然后触发两个心室。简化地,通过SA结发出电脉冲而发生每次心跳。脉冲行进通过称为“心房”的上心脏腔室,使心房电去极化并且使它们收缩。位于靠近三尖瓣的房间隔上的心脏的房室(AV)结经由His-Purkinje系统将脉冲发送到称为“心室”的心脏的下腔室中,从而引起心室去极化和收缩。在随后的心室复极(repolarization)之后,SA结将另一个信号发送到心房以收缩,重新开始周期。这种模式和其中指示疾病的变化可在ECG中检测到,并且允许经过医学训练的人员得出关于心脏的状况的推论。然而,并不是每一个发展中的异常均在ECG中立即可见,并且因此,许多患者被误诊为健康的。此外,尽管现在通常以电子方式记录和显示ECG,但它们经常在它们提供的信息类型以及呈现这样的信息的直观性和便利性方面几乎没有超过过去的打印ECG迹线。

附图说明

[0004] 图1是图示根据各种实施例的用于对心脏状况进行量化和可视化的示例系统的框图。

[0005] 图2是示例ECG,其图示根据各种实施例使用的各种片段和时间点。

[0006] 图3A和3B分别是根据一个实施例的针对正常心脏的示例ECG和从其小波变换产生的尺度图的图。

[0007] 图3C和3D分别是根据一个实施例的针对异常心脏的示例ECG和从其小波变换产生的尺度图的图。

[0008] 图4是根据各种实施例的用于对心脏状况进行量化和可视化的方法的流程图。

[0009] 图5是根据各种实施例的示例心脏测试装置的透视图。

[0010] 图6是根据各种实施例的示例主屏幕的用户接口图。

[0011] 图7是示出根据各种实施例的示例报告屏幕的用户接口图。

[0012] 图8A至图8C示出了根据各种实施例的在三种不同的状态下的包含在图7的报告屏幕中的能量图标,所述三种不同的状态对应于高心肌能量、中等心肌能量和低心肌能量。

[0013] 图9是示出根据各种实施例的在不同的滚动位置中的图7的示例报告屏幕的一部分的用户接口图。

[0014] 图10是示出根据各种实施例的包含用于导联选择的用户输入控制的示例报告屏幕的用户接口图。

[0015] 图11A和11B是图示根据各种实施例的心电图工作流程的流程图。

[0016] 图12是根据各种实施例的如可以用作处理设施的示例计算机系统的框图。

具体实施方式

[0017] 本文在各种实施例中描述的是用于通过先进的信号处理以及通过以有意义的、用户友好的方式呈现数据来增强ECG的诊断能力和效用的系统、装置和方法。

[0018] 根据各种实施例,通过合适的时间-频率变换将ECG——即反映心脏在整个一个或多个心动周期中的电位的时域信号计算地转换成相应的二维时间-频率图。在“时间-频率图”中,如该术语在本文中被广义地理解,信号值(对应于例如测量的电位)被提供为两个独立变量的函数:时间和信号的频谱分量的测量,诸如例如频率(狭义上)或标度因子。例如,在一些实施例中,使用短时傅里叶变换来将ECG转换成频谱图,其中信号值是时间和频率的函数。在其他实施例中,通过(连续的或离散的)小波变换将ECG转换成所谓的尺度图,其中信号值是时间和标度因子的函数。更一般地,可以使用滤波器组来将ECG变换成时间-频率表示。为了易于参考,与频率或标度因子(或频谱分量的任何其他测量)对应的的时间-频率图的维度在本文中通常被称为频率维度或简称为频率。

[0019] 时间-频率图可以自身或与从中得到它们的ECG相结合地被显示给医生(或其他临床人员)以用于解释,以及/或者被自动分析以从其得到心脏状况和功能的定量度量。通过展开测量的ECG信号的频谱分量,时间-频率图可以使从ECG自身不可辨别的信息可视化,这能够帮助检测传统上未基于ECG诊断的状况,诸如例如心肌缺血。

[0020] 已经发现表示心室复极的、ECG内的与T波相关联的信号部分是心脏状况的特别合适的指示符。因此,在各种实施例中,确定与T波内的一个或多个时间点(或时间范围)相关联的复极测量。更具体地,在一些实施例中,在ECG内识别T波及其中的一个或多个相关时间点,并且然后在一个或多个时间点分析从ECG得到的时间-频率图以确定时间-频率图的信号值的跨频率的一个或多个极值(即,最大值或最小值)。(在该上下文中,短语“跨频率”意味着最大值或最小值是针对固定时间点、从仅作为频率的(一维)函数的时间-频率图的信号值确定的。相比之下,“跨时间和频率”确定的极值是二维时间-频率图(或其二维部分,例如,如果时间维度限于一个区间的话)内的最大或最小信号值。)在某些实施例中,针对其中T波达到峰值(即,呈现其最大值)的时间点,以及/或者针对T波内的“早”和/或“晚”时间点——即针对在T波的最大值之前和/或之后并且在该最大值附近的时间点(例如,落入由包围T波最大值的、在其处T波呈现其最大值的一半的两个点限定的时间区间内的点)来确定复极测量。在某些实施例中,早时间和晚时间被选择为尽可能临近峰值,同时仍然是可区

别的。在本文中分别将“复极峰值测量(RPM)”、“复极早测量(REM)”和“复极晚测量(RLM)”定义为其中T波达到峰值时、早时间和晚时间的时间-频率图的最大或最小信号值。

[0021] 根据针对患者确定的一个或多个复极测量(例如,对应于在与T波相关联的各个时间点的跨频率的极值),可以计算一个或多个复极指数。例如,可以从根据不同导联(通过不同电极或其组合所获取的信号)的ECG计算的时间-频率图来确定复极测量(诸如,例如,REM、RLM和/或RPM),并且可以跨多个导联、每个时间-频率图内的多个心动周期、或两者将复极测量进行平均。指示心脏的左心室或右心室的状况的左心室复极指数和右心室复极指数可以分别从与和左心室和右心室相关联的导联相关联的一个或多个复极测量、可选地结合年龄和/或性别相关的调整因子和/或测量的心率而得到。复极指数可以被显示或以其他方式传送给医生(或其他临床培训人员)以方便对心室的状况的评估,或者可以被输出到自动诊断算法。在一些实施例中,将复极测量或复极指数相互比较或与阈值进行比较,以评估心脏功能是否和/或在何种程度上受损。例如,RLM超过REM、右心室复极指数超过左心室复极指数或者RLM或REM低于指定阈值均可能指示心脏功能的异常。

[0022] ECG中的总体信号水平以及因此还有从其得到的时间-频率图能够示出在(例如,在不同时间采取的)测量之间以及在测量内的导联之间的显著变化,其与心脏的状况和功能无关并且因此通常不具备临床意义。因此,为了使数据(包含ECG、时间-频率图、复极测量和复极指数)可跨测量、导联或甚至患者进行比较,在各种实施例中,在显示和/或确定复极测量之前将时间-频率图标准化。标准化可以应用于带符号的时间-频率图,因为它直接从时间-频率变换产生,即,通常具有正信号值和负信号值的时间-频率图,或者应用于无符号的时间-频率图,因为它通过获取时间-频率变换的绝对值而产生。此外,标准化可以被均匀地应用于整个时间-频率图,或者被分开地应用于其不同部分(例如,对应于个别的心跳的部分)。标准化可以基于时间-频率图(以其整体)或其一部分(例如,在时间维度上被限制为对应于整数次心跳、单次心跳、或者甚至仅一次心跳内的ECG信号的片段的时间区间的部分)的最大值和最小值之间的差。例如,时间-频率图的信号值可以向上移动其最小值的负数(使得移动后的图的最小值等于零),并且此后基于(新)最大值进行缩放。典型地,时间-频率变换的最大值对应于QRS复合波内的R峰值或S峰值(其在每个导联中并不总是可以清楚地识别的),但是落在对应于QRS复合波的时间区间之外的最大值也是可能的。在各种实施例中,跨其识别用于标准化的最大值和最小值的时间-频率图的部分被选择为至少包含RS片段。

[0023] 根据各种实施例,由心脏测试产生的ECG、时间-频率图和/或复极指数被组合到用户接口中以用于显示给例如医生。时间-频率图可以被示出为彩色图(如果基于标准化的信号值,则每个彩色图可以跨越从红色到蓝色的全颜色范围)。由于通常不是所有的ECG和相关联的时间-频率图总是同时适合在心脏测试装置的显示内,所以用户接口可以提供用户输入控制元件,该用户输入控制元件允许操作员选择要显示以及以何种顺序显示针对其的ECG和/或时间-频率图的导联。用户接口可以进一步使得操作员能够滚动通过所有可用的导联,并且在针对给定导联的ECG和/或时间-频率图内,沿着时间轴滚动到不同部分;在一些实施例中,这样的滚动能够经由触摸屏显示器上的滑动手势来完成。在沿着时间轴滚动期间,ECG及其对应的时间-频率图可以被锁定,以便两者均显示相同的有限时间范围。在一些实施例中,用户接口进一步显示Glasgow分析总结(如本领域普通技术人员已知的),和/

或基于数值复极指数生成的图形图标,以提供总体心脏状况的直观视觉指示符。例如,图标可以是或者包含分段的波形符号,该分段的波形符号经由另外着色的符号内的许多灰色片段来表示心脏功能受损的程度(例如,心脏状况是正常的、异常的还是可疑的)。ECG测试的结果可以显示在多屏幕用户接口的报告屏幕内,该多屏幕用户接口被配置为引导临床人员通过心电图过程、从患者选择和患者电极的连接通过心电图测试的执行到检测结果的呈现。

[0024] 根据参考附图的以下更详细的描述,将更容易理解前述内容。

[0025] 图1以框图形式图示了根据各种实施例的用于对心脏状况进行量化和可视化的示例系统的各种功能组件。系统100包含用于获取ECG信号的一个或多个电极102(例如,用于传统的12导联ECG的10个电极)、用于处理ECG信号以例如获得时间-频率图和复极指数的处理设施104、以及将电极102连接到处理设施104的电极接口106。电极接口106包含电路,其例如通过对模拟输入信号进行数字采样来输出适合作为到处理设施104的输入的电信号。系统100进一步包含用于输出ECG测试结果(包含例如ECG、时间-频率图和/或复极指数)的显示装置108,以及例如可选地其他输入/输出装置109,诸如键盘和鼠标和/或打印机。显示装置108可以是兼任用户输入装置的触摸屏。处理设施104、电极接口106、显示器108和输入/输出装置109可以实现为单个独立装置,其实现用于ECG信号处理和呈现的所有计算功能。替代地,它们可以由多个通信耦合的装置的组合来提供。例如,具有用于记录和/或处理经由装置的电极接口106从一个或多个电极102接收的ECG信号的有限功能的ECG测试装置可以将某些计算密集的处理任务外包给经由有线或无线网络与其通信耦合的其他计算机。因此,处理设施104的功能可以分布在彼此通信的多个计算装置之间。无论是在单个装置中提供的还是分布式的,处理设施104均可以利用专门的专用电路(诸如,例如数字信号处理器(DSP)、现场可编程门阵列(FPGA)、模拟电路等)、适当编程的通用计算机(包含至少一个处理器和相关联的存储器)或两者的组合来实现。

[0026] 处理设施104可以包含各种功能上不同的模块,诸如,ECG信号处理模块110,其准备用于显示(例如,通过滤波、平滑、缩放等)和分析的(例如,数字采样的)电位;时间-频率变换模块112,其将每个ECG信号转换为二维时间-频率图(带符号的或无符号的),并且可选地使时间-频率图标准化;指数生成器模块114,其分析ECG和/或时间-频率图以确定复极测量和/或复极指数(其可能涉及例如识别连续心动周期之间的定界符、确定ECG内的某些特征(诸如QRS复合波、T波和其他片段)、选择T波内的时间点、从时间-频率图确定复极测量(诸如,例如REM、RLM和/或RPM)、读取任何其他相关的参数(诸如基于性别或年龄的调整因子、心率等)以及计算心室指数和/或其任何功能);分析模块116,其从复极指数得到进一步的度量 and/或确定心脏状况;以及用户接口118模块,其生成由其他模块提供的数据的图形表示并将它们组合到屏幕中以进行显示。ECG信号处理模块110可以是如在市场上可得到的心脏监视器中使用的和/或如能够由本领域普通技术人员直接实现的常规处理模块。时间-频率变换模块112、指数生成器模块114、分析模块116和用户接口模块118实现算法并且提供在下面详细解释的功能,并且能够容易地被受益于本公开的本领域普通技术人员实现。

[0027] 如将容易认识到的,所描绘的模块仅反映了用于组织处理设施104的总体计算功能的若干不同可能性中的一个。当然,模块可以被进一步划分、组合或更改以不同地分布功能。各种模块可以被实现为硬件模块、由通用处理器执行的软件模块或两者的组合。例如,

可以想到的是,利用专用电路来实现通常涉及针对每个进来的ECG信号的相同操作的时间-频率变换模块112以优化性能,同时以软件实现指数生成器模块114和分析模块116以提供用于例如响应于新的医疗数据来调整参数和算法的灵活性。

[0028] 虽然根据此处的心脏功能的量化通常不限于任何特定数量的电极,但是系统100在各种实施例中包含十个电极102,以方便获得如医疗领域中常规使用的标准的十二导联ECG。根据标准配置,十个电极中的四个(常规地标记为LA、RA、LL、RL)被放置在患者的左手臂和右手臂以及左腿和右腿上;两个电极(标记为V1和V2)被放置在胸骨左侧和右侧的第四肋和第五肋之间;另外的单个电极(标记为V3)被放置在第四肋间隙上在V2和V4之间;一个电极(标记为V4)被放置在锁骨中线(从锁骨中部向下延伸的假想参考线)处在第五肋和第六肋之间,并且与其一致,另一个电极(标记为V5)被定位在腋前线(从其中锁骨和手臂相接的点向南延伸的假想参考线),并且第十电极(标记为V6)被放置在与V4和V5相同的水平线上但是沿腋中线(从患者的腋窝直接向下的假想参考点)定向。通过电极V1至V6测量的电位对应于十二个标准导联中的六个;剩下六个导联对应于利用个别电极测量的信号的以下组合: I = LA-RA; II = LL-RA; III = LL-LA; aVR = RA - 1/2(LA + LL); aVL = LA - 1/2(RA + LL); 并且 aVF = LL-1/2(RA + LA)。

[0029] 图2示意性地示出了针对单个心动周期的示例ECG 200,其图示了P波202、QRS复合波204(其包含RS片段206)和T波208。如所描绘的,电位通常在QRS复合波204期间的R处达到其最大值210。然而,信号的极性可以被反转(使得R峰值具有负值)。此外,在一些ECG信号中,S峰值具有比R峰值更大的绝对值。事实上,并非每个ECG都明确地展现(相当典型的)示例ECG 200中示出的特征。该不确定性可能导致难以尝试基于ECG的离散特征(诸如,例如R峰值)使信号标准化。为了回避这个困难,各种实施例代替地使标准化基于跨时间范围(诸如,至少包含RS片段206(并且因此包含R和S峰值两者,如果它们实际上在信号中清楚地表示的话)的时间区间)识别的信号最大值和最小值,而不管最大值或最小值对应的特征(如果有的话)。图2还图示了根据各种实施例在其处评价数据的某些时间点,诸如在其处T波208呈现其最大值的时间212以及包围T波的最大值的示例性早时间214和晚时间216。通常,早时间214和晚时间216可以分别在T波的上升沿和下降沿的任何地方。在各种实施例中,分别在T波最大值和T波最大值之前的在其处T波呈现其最大值的某个指定分数(例如一半)的时间点之间的范围内、以及在T波最大值和T波最大值之后的、在其处T波呈现其最大值的某个指定分数(例如一半)的时间点之间的范围内选择早时间214和晚时间216。

[0030] 根据此处,通过合适的数学变换(诸如,例如小波变换)将测量的ECG变换成二维时间-频率图。对于给定的连续ECG信号 $x(t)$,连续小波变换由下式给出:

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} x(t) dt,$$

其中, Ψ 是选择的小波, b 对应于时间的移动位置并且 a 对应于标度因子,以及 $W(a,b)$ 是从变换产生的时间位置和标度的二维函数,也称为小波系数。类似地,对于离散ECG信号 $x(k)$ (其中 k 是整数),连续小波变换由下式给出:

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_k x(k) \left(\int_{-\infty}^{(k+1)T} \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt - \int_{-\infty}^{kT} \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt \right),$$

其中,T是采样周期。被选择用于处理的小波可以是例如Mexican hat小波、Morlet小波、Meyer小波、Shannon小波、Spline小波或本领域普通技术人员已知的其他小波。可以替代地用于连续或离散小波变换的其他公知的时间-频率变换包含例如短时傅里叶变换。

[0031] 时间-频率图(诸如,例如尺度图)通常包含正值和负值两者。然而,为了直观地解释作为心脏的电能的测量的时间-频率图的信号值,该符号是不相关的(因为在能量的测量中,电位是平方的)。相应地,在一些实施例中,在每个时间-频率点获取信号值的绝对值(或者信号值的平方),从而产生无符号的时间-频率图。无符号的时间-频率图可以是有利的,特别是对于在用户接口(例如,向医生)中进行显示,因为它避免呈现不具有直接直观地可辨别的临床重要性并且潜在地令人分散注意力的信息。另一方面,由于带符号的时间-频率图通常含有比无符号的时间-频率图更多的信息,所以复极测量和指数的计算可以(但不需要)基于带符号的图。

[0032] 图3A和3B分别图示了正常心脏的示例ECG和从其小波变换(随后取绝对值)产生的无符号的尺度图。在尺度图中,对应于时间的位置b沿着横坐标以及标度a(对应于频率)沿着纵坐标,并且信号值W通过颜色或强度(例如,灰度值)被编码。如能够看到的,正常ECG的各个峰值在尺度图中以相对较高的强度反映,从而允许识别不同的ECG片段。为了比较,图3C和3D分别示出异常心脏的示例ECG和相关联的尺度图。这里,正常的尺度图中突出的特征(例如T波)具有相当低的强度。虽然这种较低的强度通常追踪ECG中的T波的较低值,但将认识到的是,该尺度图可以提供更好的视觉线索。因此,尺度图能够帮助医生或其他熟练的临床医师评估心脏功能。

[0033] 为了方便从针对不同导联同时获得的ECG得到的时间-频率图之间的有意义的比较,时间-频率图可以被标准化。标准化可以涉及使时间-频率图中的信号值缩放和/或移位以将图(或如下面解释的,图的至少一部分)中的信号值的范围映射到指定的数值范围(在下文中称为“目标范围”),例如0到255或者-128到+127(其是针对二进制表示的方便范围,并且继而能够被直接映射到颜色或灰度值上以进行显示)。不仅跨导联而且还跨在不同时间和/或甚至针对不同患者进行的测量始终使用特定的标准化和相关联的目标范围还可以用于提高随着时间以及跨患者群体的数据的可比性,因为其消除或至少减小了常常不可归因于不同的心脏状况的总体信号电平变化,从而允许医生专注于时间-频率图内的临床相关的相对信号电平。

[0034] 标准化可以基于区域最大值和最小值,该区域最大值和最小值被定义为时间-频率图的在选择区间内的跨频率以及跨时间的最大值和最小值,并且然后标准化可以应用于可以与第一选择区间相同或不不同的第二选择区间。时间-频率图的在该第二选择区间内的跨频率以及跨时间的最大值和最小值在下文中被称为绝对最大值和最小值,并且它们可以但不需要与区域最大值和最小值一致。第一选择区间通常但不被要求比第二选择区间短。在一些实施例中,跨与其得到时间-频率图的ECG的整个测量时间对应的整个时间-频率图确定区域最大值和最小值,并且在该相同范围之上应用标准化(使得第一选择区间和第二选择区间相等)。在其他实施例中,在其时间维度上被限制为例如整数次心跳(例如忽

略部分心跳)或仅单次心跳的时间-频率图的一部分内被标识区域最大值和最小值。包含多次心跳的时间-频率图例如可以被分解成对应于个别的心跳的部分,并且每个部分可以被分别标准化(潜在地导致标准化的时间-频率图中的信号值的一些不连续性);在这种情况下,第一选择区间和第二选择区间同样彼此相等。标准化甚至可以基于被选择为可能(但不是必定)包含绝对最大值和最小值的仅包括心跳的一部分的时间区间。例如,在一些实施例中,在包括至少RS片段的时间-频率图的一部分内确定区域最大值和最小值。然而,注意,例如T波最大值可能超过QRS复合波中的最大值。在其中时间-频率图的绝对最大值和最小值位于跨其确定区域最大值和最小值的图的部分之外的情况下,标准化将产生超出目标范围的信号值。(标准化也可以应用于时域。在这种情况下,区域最小值和最大值是跨在选择时间区间之上的时间的)。

[0035] 标准化可以根据以下等式来应用:

$$n = (d - d_{\min}) * \frac{(n_{\max} - n_{\min})}{(d_{\max} - d_{\min})} + n_{\min}$$

其中,

n是标准化的数据点;

n_{\min} 是标准化的目标范围最小值;

n_{\max} 是标准化的目标范围最大值;

d是要被标准化的数据点;

d_{\min} 是区域最小值;并且

d_{\max} 是区域最大值,

例如,要映射到从0到255的目标范围, n_{\min} 为0并且 n_{\max} 为255;实际上,这种标准化将时间-频率图移位到最小值等于零,并且然后基于其移位后的区域最大值对移位后的图进行缩放。更一般地,标准化将时间-频率图移位到最小值等于 n_{\min} ,然后使移位后的时间-频率图的值(相对于最小值获取的)按目标范围的最大值和最小值之间的差与区域最大值和最小值之间的差的比例缩放。

[0036] 标准化能够应用于带符号的时间-频率图以及无符号的时间-频率图。如将认识到的,标准化的结果将根据作为基础的(underlying)时间-频率图是带符号还是无符号而变化。例如,当将具有正R峰值和负S峰值的带符号的时间-频率图映射到从0到255的目标范围上时,对应于S峰值的时间点处的频率中的几个将映射到零或接近零。然而,当将标准化应用于其他相同的时间-频率图的绝对值时,在R和S之间的时间点处的一些频率现在将映射到零或接近零,而在对应于S峰值的时间点处的频率中的几个将映射到目标范围内的相对较大的正数。

[0037] 时间-频率图(可选地在标准化之后)可以被显示给医生以用于进行评价。替代地或附加地,根据各种实施例,可以进一步分析它们以确定心脏状况和功能的各种定量指示符。为此,能够例如通过确定(标准化的)时间-频率图(W或|W|)的、在对应于作为基础的ECG的区别特征的某些时间点(或范围)、特别地在与T波相关联的某些时间点(或范围)的跨频率的极值(即,最大值和/或最小值),来获得心脏的电活动的各种测量。与T波相关联的测量在本文中被称为“复极测量”,并且包含例如在T波内的早时间处的最大值(REM)、在T波内

的晚时间处的最大值 (RLM) 或在T波峰值处的最大值 (RPM)。还可以定义附加的复极测量,例如如包含在T波内的时间区间上的积分,并且将附加的复极测量用于量化心脏状况。

[0038] 根据在时间-频率图中确定的复极测量,可以例如通过平均或基于ECG或时间-频率图之外的信息来得到一个或多个复极指数。例如,如果基于涵盖多个心动周期的ECG获得复极测量,则可以在这些周期上对个别确定的最大值进行平均。此外,通常能够根据通过针对不同的相应的导联测量的ECG的变换而获得的不同时间-频率图来单独得到各种复极测量,并且可以跨多个导联对同一类型的复极测量(例如,REM)求平均。特别地,可以通过仅跨与同一(即,左或右)心室相关联的导联进行平均来得到心室复极指数。例如,可以通过(例如,在算术上)对导联V1和V2的REM进行平均来计算右心室的心室指数早测量(VIEM_RV),可以通过对导联V1和V2的RLM进行平均来计算右心室的心室指数晚测量(VILM_RV),并且可以通过对导联V1和V2的RPM进行平均来计算右心室的心室指数峰值测量(VIPM_RV)。类似地,可以分别通过对导联V4、V5和V6的REM、RLM和RPM进行平均来计算左心室的VIEM、VILM和/或VIPM(VIEM_LV、VILM_LV和VIPM_LV)。在某些实施例中,从前面的指数得到进一步的指数。例如,右心室的心室指数平均测量(VIAM_RV)可以被计算为:VIEM_RV和VILM_RV的总和除以(以每分钟心跳次数测量的)心率。类似地,左心室的心室指数平均测量(VIAM_LV)可以被计算为:VIEM_LV和VILM_LV的总和除以心率。此外,在一些实施例中,根据左心室和右心室的相应指数来计算作为整体的对于心脏的指数,例如通过形成左心室指数和右心室指数的比例、差或一些其他函数。

[0039] 此外,虽然复极测量通常是心脏功能的良好程度的指示符,但它们也能够受到年龄和性别的影响,而与任何异常的心脏状况无关。为了消除或至少减少不是由于心脏异常产生的差异,当计算复极指数时,可以利用适合的年龄和/或性别相关因子来调整复极测量。在一个实施例中,该调整仅区别男性和女性患者,针对男性使用为1的调整因子(即,保持测量原样),并且针对女性使用小于1的调整因子(例如1/1.24)。在一些实施例中,进行进一步的改进以区别一直到四十岁的患者和大于四十岁的患者。例如,对于大于四十岁的女性,调整因子可以降低至1/1.26。也可以实现其他基于年龄的分类和调整因子。

[0040] 图4是概述根据各种实施例的用于对心脏状况进行量化和可视化的方法400的流程图。方法400涉及使用放置在患者上的一个或多个电极来测量与一个或多个相应导联相关联的一个或多个ECG(动作402)。在一些实施例中,使用十个电极来获得十二个导联。(短语“测量心电图”旨在包含利用电极获取心电图信号以及对这些信号进行数字化和/或初始处理以生成针对每个导联的心电图两者,这可以包含组合多个心电图信号以获得针对单个导联的心电图,如上面所描述的)。在动作404中,通过时间-频率变换(例如,小波变换)将一个或多个ECG转换成一个或多个相应的二维时间-频率图(例如,尺度图)。(一个或多个)时间-频率图可以以原始带符号的形式使用,或者通过在每个时间-频率点处获取绝对值来转换为(一个或多个)无符号的图(可选动作406),或者两者。此外,如上面所描述的,(一个或多个)时间-频率图可以被标准化(动作408)。在一些实施例中,例如,基于跨频率以及跨包含至少RS片段的时间区间(并且在一些实施例中,包含完整的心动周期(或心跳)、多个(整数个)心动周期或整个测量时间)在时间-频率图中识别的最大值和最小值使时间-频率图标准化。

[0041] 为了对心脏状况进行可视化,可以生成显示ECG和/或对应的时间-频率图的用户

接口(动作410)。时间-频率图中的信号值可以是例如颜色编码的或者根据灰度来表示的。为了将用户的(例如进行解释的医生的)注意力集中在心脏的电能在上,如上面所指示的,呈现无符号(即,绝对值)时间-频率图可能是有益的。由于空间约束,用户接口可以在任何给定时间仅显示对应于小于总测量时间的的时间区间的ECG和时间-频率图的部分。例如,在针对十二秒区间的数据中,显示器可以被限制为三秒的子集。另外,在任何给定时间显示的ECG和时间-频率图的数量可以被限制为例如十二个ECG和对应的的时间-频率图中的三个。所显示的ECG和时间-频率图的选择和所显示的时间范围可以取决于用户输入(在412处接收的)并且基于用户输入进行调整。例如,分配给ECG和时间-频率图的每个屏幕部分旁边显示的下拉菜单可以方便选择可用导联中的任何。此外,用户可以具有例如利用常规滚动条或者利用使用鼠标控制的光标或在触摸屏上执行的滑动手势在显示ECG或时间-频率图的区域中滚动通过整个测量时间的能力。为了使ECG内的特征能够与对应的的时间-频率图中的特征适当地相关,所显示的部分在时间上对准(并且通常在时间上伸及同时间(coextensive)),并且在用户滚动通过ECG或时间-频率图时,保持对准(或者换句话说“锁定”)。此外,如果针对多个导联显示ECG和时间-频率图,则它们可以同样在时间上对准且在时间上伸及同时间,并且在用户滚动通过它们的任何一个时,它们锁定于它们的对准中。

[0042] 为了量化心脏状况,结合相应的ECG分析时间-频率图。具体地,在动作414中,在ECG内识别与T波相关联的一个或多个时间点(例如,早时间和晚时间和/或其中T波达到峰值的时间)。然后在这些时间点分析对应的的时间-频率图以单独在每个时间点(或在相应的时间点周围的小时间区间内)确定跨频率的最大值和/或最小值(动作416)。在相应ECG中识别的一个或多个时间点处在时间-频率图中确定的跨频率的一个或多个极值构成复极测量。基于这些复极测量,能够在动作418中确定一个或多个复极指数。复极指数可以基于(并且在最简单的情况下等于)单个复极测量或者组合多个复极测量(例如,通过在导联或心动周期上对复极测量进行平均)。另外,复极指数可以包含基于患者的年龄或性别或者患者的一些其他特性或者测量环境的调整因子。所计算出的复极指数可以以各种方式输出(在动作420中)。例如,它们可以被包含在用户接口中(例如,与ECG和时间-频率图一起)以在屏幕上或在可打印的报告中进行显示、以某种其他方式传送给用户、或者作为输入提供给另一算法。

[0043] 在一些实施例中,基于启发式或经验的数据自动分析复极测量和/或复极指数(动作422),以获得心脏状况的定性评估。例如,基于早复极测量大于晚复极测量的预期,可以将观察到(针对同一ECG和时间-频率图)晚复极测量超过早复极测量视为异常或受损的心脏功能的迹象,并且照此传送给用户。类似地,因为对于健康的心脏而言,左心室复极指数应当大于右心室复极指数,所以反向关系(即,右心室复极指数大于左复极指数)指示异常或受损,其可以传送给用户。因此,复极测量和复极指数之间的比较可以用于评估心脏功能。替代地或附加地,可以将(适当地标准化或从标准化的时间-频率图中计算的)复极测量和指数与经验阈值进行比较。例如,在时间-频率图被标准化到从0到255的范围的情况下,已经发现,低于在55-75的范围内的阈值的左心室或右心室的早或晚复极测量与心脏功能中的某个问题强烈相关。在一些实施例中,使用一个或多个复极指数来确定心肌能量类别,例如区别高能量(对应于无功能受损或低功能受损)、中等能量(对应于中等功能受损)和低能量(对应于高功能受损)。将复极测量和/或复极指数对照彼此进行的比较或以各种组合

对照指定阈值进行的比较也可以用于将心脏功能分类为正常、可疑或异常。

[0044] 可以实现方法400的各种修改。例如,如上面所描述的,可以基于根据在除了早时间或晚时间以外的一个或多个时间点处的和/或在一个或多个时间范围上的时间-频率图的值确定的复极测量来计算心室指数。此外,不是所描绘的方法400的每个动作都需要在每个实施例中实现。因此,所描绘的方法400仅被理解为一个示例实施例。

[0045] 图5在透视图示出示例心脏测试装置500。所描绘的装置采取包含触摸屏显示器502以及具有物理按钮(例如,用来开启/关闭平板500的电源)的控制面板504的平板计算机500的形式。在一些实施例中,如所示出的,显示器502呈现下面关于图6至图10更详细地解释的多选项卡用户接口。选项卡中的一些(沿着显示器502的右边缘示出)可以通过控制面板504的物理按钮复制,从而允许操作员以不同方式在不同屏幕和相关联的装置功能之间进行导航。用于获取ECG信号的电极可以经由合适的连接器506(例如DB15连接器)连接到平板计算机500。平板500含有通用处理器和存储用于实现功能处理模块110、112、114、116、118的指令的易失性以及非易失性存储器。当然,在各种替代实施例中,心脏测试装置可以采取不同形状因子,诸如台式计算机、膝上型计算机或智能电话的形状因子(仅举几例),其中的每个均具有可以包含用于将电极信号转换为适于利用软件进一步处理的数字信号的定制电路的合适的电极接口。此外,提供在本文中描述的功能的心电图系统不一定需要在单个装置中实现,而是能够由组合使用的多个装置提供,例如连接到运行软件以实现在本文中描述的处理功能的通用计算机的常规ECG监视器。

[0046] 现在转向用户接口,图6描绘了例如当操作员首次打开ECG测试装置500时如其可能出现的用户接口的示例主屏幕。主屏幕可以例如提供到诸如快速入门指南和更全面的用户手册的参考资料的链接。根据一个实施例,如所示出的,用户接口包含对应于多个相应屏幕的多个选项卡,这些选项卡在每个屏幕中(例如,在右手侧)是可见的,从而允许容易在屏幕之间进行导航。可以按照与下面进一步描述的通过心电图过程的自然工作流程相对应的顺序来布置选项卡。例如,除了主屏幕和设置屏幕的常规选项卡之外,选项卡可以按此顺序包含患者选项卡、测试选项卡和报告选项卡。

[0047] 图7图示了根据各种实施例的示例报告屏幕。如所示出的,报告屏幕可以被划分成多个屏幕部分,其以直观方式布置以便允许观看者快速定位所需信息。在屏幕的顶部,可以与由例如测试的日期和时间戳组成的记录标识符一起来显示诸如唯一的患者标识符和患者的姓名的患者信息以及诸如年龄和性别的影响ECG的解释的患者特定参数。在左侧面板中,可以例如以垂直布置显示针对一个或多个导联的ECG和时间-频率图。时间-频率图能够例如通过提供在心动周期内的各个阶段期间的心脏的电能的图片,来使其得到它们的ECG不可辨别的信息可视化,并且在检测诸如心肌缺血的状况方面能够是有用的,其传统上不基于ECG进行诊断。在显示中包含ECG,因为它们对医生和其他医疗从业者而言是熟悉的,并且用于识别信号的在时间上限定的特征,诸如QRS复合波和T波的目的。根据各种实施例,时间-频率图的信号值(例如,作为时间和频率的函数绘制的电位或电压)以颜色(或者替代地,如黑白图中所示出的,以灰度)进行编码。虽然由于应用到ECG的时间-频率(例如,短时傅里叶或小波)变换而产生的信号值本身可能是带符号的值(通常导致跨图的正值和负值两者),但是颜色编码的描绘值可以是无符号的,如通过计算绝对值而从带符号的值获得的。在颜色编码的图中对无符号的信号值的使用用于表示时间相关频率内容的能级(其独

立于那些频率的相位),因此允许在时间-频率图上的同一点(沿频率)处出现正相位或负相位的能量。

[0048] 如上面所描述的,根据各种实施例,可以分析ECG和时间-频率图以提供指示心脏健康的定量指数和/或定性评估或分类。如图7的右侧面板所示出的,可以以数值、文本和/或图形形式呈现分析的结果。例如,如所示出的,右侧面板可以包含表示患者的总体心脏健康的“能量图标”、在该图标下方的提供更详细的图片的许多数值指数(例如,如上面所描述的复极指数)、以及在数值指数下方的常规Glasglow分析文本总结。Glasglow分析总结部分可以显示从ECG得到的如患者的心率和某些ECG特征(例如QRS复合波)的持续时间的这样的度量。另外,其可以例如基于各种导联的信噪比水平总结测试的质量和可靠性。Glasglow分析对于本领域的普通技术人员而言是已知的,并且在本文中将进一步详述。

[0049] 图8A至图8C分别示出了孤立地在对应于高心肌能量、中等心肌能量和低心肌能量的三个不同的状态下的图7的能量图标。(这三个状态可以分别被解释为正常、可疑和异常状况。)在所描绘的实施例中,能量图标是包含三个片段800、802、804的分段波形符号,对于健康患者(图8A),这三个片段填充有反映时间-频率图的色度的颜色梯度(由于转换为黑白图,以灰度值的变化示出)。对于心脏功能中等受损或怀疑心脏状况的患者(图7B),第一个、最左边的片段是灰色的(如区别于之前的变化,由均匀的灰色填充来示出)。对于心脏功能强烈受损或异常的患者(图6C),左片段和中间片段两者均变灰,象征低得多的心肌能量。因此,能量图标为临床医师提供关于患者的心脏健康的直接视觉线索。如将容易认识到的,如果被修改为包含多于三个片段,则能量图标适合于诊断评估的更精细分级。

[0050] 对于大量的导联,例如对于全部十二导联ECG,在显示器上一次显示所有十二个ECG和相关的时间-频率图通常是不切实际的。因此,在各种实施例中,给予用户垂直滚动通过ECG(左)面板以查看导联中的不同导联的能力。为了说明,例如比较图7和9。虽然在图7中,示出了针对导联I、II和III的ECG和时间-频率图,而图9图示了处于不同滚动位置的屏幕,其中代替地能够看到针对导联aVL和aVF的ECG和时间-频率图。

[0051] 替代地或除了能够滚动通过所有导联之外,用户可以被给予如下机会:选择用于针对左面板的(子)部分中的每个进行显示的导联,并且由此指定导联被显示所用的顺序。在各种实施例中,用于导联选择的用户输入控制是邻近用于相应的ECG和时间-频率图的屏幕部分显示的下拉菜单,下拉菜单最初处于其关闭状态。每个下拉菜单一旦被操作员激活并打开就列出所有十二个导联,从而方便用户选择导联中的任何一个以在当前屏幕部分内进行显示;图10图示了针对第一显示的导联的打开的下拉菜单。在一些实施例中,一旦选择了新的导联,其位置就与先前占据相应屏幕部分的导联交换。例如,如果在下拉菜单中将导联V1改变为导联V5,则相应的ECG和时间-频率图的垂直位置将交换,并且V1将出现在V5先前所位于的地方。

[0052] 如图7、9和10中描绘的报告屏幕中示出的,ECG可以以时间轴水平延伸(如习惯的)来显示。根据各种实施例,对应的时间-频率图同样以其时间轴在水平方向上而取向,并且在时间上与ECG对准,这意味着ECG和对应的时间-频率图两者均在相同的水平位置处示出给点时间点。除了示出ECG和从其得到的时间-频率图的屏幕部分内的时间对准之外,显示不同ECG(和对应的时间-频率图)的各种屏幕部分同样可以在时间上对准。此外,左面板(并且的确,屏幕)可能不够宽而无法覆盖全部获取时段以其整体显示ECG和时间-频率图。相

反, ECG和时间-频率图可以在有限的时间范围内部分显示。然而, 用户接口可以方便操作员水平滚动通过ECG和/或时间-频率图, 以影响正在显示的有限时间范围的时间移位。在这样的滚动期间, ECG和对应的时间-频率图可以被“锁定”以便保持它们的时间对准。类似地, 报告屏幕内的其他ECG和时间-频率图可以被锁定到正在被滚动通过的屏幕部分, 并且因此与滚动通过的ECG/时间-频率图一起移动。滚动能够以各种方式实现, 诸如通过传统的滚动条。然而, 在各种实施例中, 利用心脏监视器装置的显示器的触摸屏能力, 以允许经由在基本上水平的方向上(并且因此平行于ECG的时间轴)在屏幕上执行的滑动手势, 来在显示ECG和对应的时间-频率图的屏幕部分内滚动。根据滑动手势, 可以确定移位的有限时间范围并将其应用于所显示的ECG/时间-频率图部分的移位。(如本领域普通技术人员将容易认识到的, 上面描述的时间对准和时间锁定的特征不视时间轴的水平取向而定。而是, 可以想到的是, ECG和/或对应的时间-频率图在其中时间轴朝下指向的水平布置中显示, 在这种情况下, 时间对准将是垂直的。)

[0053] 图11A和图11B提供了图示根据各种实施例的由所描绘的用户接口支持的心电图工作流程1100的流程图。执行该工作流程的医疗专业人员在典型的临床环境中是(但不一定是)护士(而不是医生)。在本文中, 操作心脏监视器装置的人(例如, 执行图11A和11B中所描绘的工作流程, 或者随后查看结果)通常被称为“操作员”。在图11A和图11B中, 在右边示出操作员的动作, 而左边描绘了由心脏测试装置执行的操作。参考图11A, 被呈现有多选项卡用户接口(动作1102)的操作员通常通过选择患者选项卡(动作1104)而开始。在作为结果显示(动作1106)的患者屏幕上, 操作员能够从列表中选择现有患者(可选地结合基于操作员提供的搜索令牌进行的过滤), 或者创建新患者, 例如通过按压显示在屏幕上的“新”按钮并输入相关患者信息(动作1108)。一旦选择了患者, 在患者屏幕上就可以短暂地出现弹出消息以确认选择(动作1110)。

[0054] 操作员然后导航到测试屏幕(动作1112)。如果患者尚未准备好进行测试(例如, 电极已经附接到患者, 患者电缆已经附接到心脏监视器装置和电极等), 操作员能够在这个阶段这样做(动作1114)。一旦可用, 测试屏幕就显示ECG信号的实时迹线(动作1116)。操作员常常会查看实时ECG迹线, 以评估是否所有电极被连接, 并且ECG信号是否足以进行测试。一旦操作员对实时迹线的质量满意, 他能够通过按压例如测试屏幕上提供的“测试”按钮来启动测试(动作1118)。在激活时, 该按钮可以被“停止/倒数计时器”按钮取代(动作1120), 该按钮在测试正在运行的同时显示剩余测试持续时间, 并且还方便操作员中止测试。

[0055] 当ECG测试完成时, 用户接口自动将操作员导航到报告屏幕(动作1122)。当正在计算指数和能量图标时, 报告屏幕可以初始(例如, 在前15-20秒期间)仅显示ECG和对应的时间-频率图以及Glasglow分析总结以用于供操作员查看(动作1124)。可选地, “计算……”或类似的文本消息可以提醒操作员附加信息即将到来。操作员可以仅仅等待图标和指数的计算完成。一旦用所计算的指数和图标更新了报告屏幕(动作1126), 操作员就可以查看结果(动作1128)。还可以给予操作员打印或输出报告(例如, 到外部USB驱动器)(动作1130)的选项。如果操作员选择打印结果(在1128处), 则打印预览窗口可以允许操作员导航报告的可能多页以及将报告发送到网络或物理附接的打印机。打印有益于允许医生(不是操作员)在回到检查室中之前离线查看测试结果, 以与患者讨论结果。

[0056] 在本文中上面描述的实施例涉及基于ECG结合从其得到的时间-频率图对心脏状

况的量化和可视化。然而,参考时间-频率图描述的特征中的一些也可以应用于ECG自身并且在ECG自身的情境下是有利的。例如,为了ECG跨导联、测量和患者的更好可比较性,可以基于ECG(以其整体)或其一部分的绝对最大值和最小值来使ECG标准化。标准化ECG的在与T波相关联的某些时间点处的值可以用作针对心脏状况量化的复极测量。

[0057] 本文中某些实施例描述为包含许多逻辑组件或模块。模块可以构成软件模块(例如,在非暂态机器可读介质上或者在通过网络传输的信号中具体化的代码)或者硬件实现的模块。硬件实现的模块是能够执行某些操作的有形单元并且可以以某种方式配置或布置。在示例实施例中,可以通过软件(例如,应用或应用部分)将一个或多个计算机系统(例如,独立的客户端或服务器计算机系统)或一个或多个处理器配置为操作以执行如本文中描述的某些操作的硬件实现的模块。

[0058] 在各种实施例中,硬件实现的模块可以机械地或电子地实现。例如,硬件实现的模块可以包括被永久配置以执行某些操作的专用电路或逻辑(例如,作为专用处理器,诸如现场可编程门阵列(FPGA)或专用集成电路(ASIC))。硬件实现的模块还可以包括通过软件临时配置以执行某些操作的可编程逻辑或电路(例如,如包含在通用处理器或其他可编程处理器内)。将认识到的是,在专用且永久配置的电路中或者在临时配置的电路(例如通过软件配置)中机械地实现硬件实现的模块的决定可以由成本和时间考虑来驱动。

[0059] 因此,术语“硬件实现的模块”应该被理解为包含有形实体,其是物理构建的、永久配置(例如,硬连线)或者临时或暂时配置(例如,编程)为以某种方式进行操作和/或执行本文中描述的某些操作的实体。考虑其中硬件实现的模块被临时配置(例如,编程)的实施例,硬件实现的模块中的每个不需要在任何一个时刻都被配置或实例化。例如,在硬件实现的模块包括使用软件配置的通用处理器的情况下,通用处理器可以在不同的时间被配置为相应的不同的硬件实现的模块。软件可以相应地配置处理器,例如以在一个时刻构成特定的硬件实现的模块,并且在不同的时刻构成不同的硬件实现的模块。

[0060] 硬件实现的模块能够向其他硬件实现的模块提供信息以及从其他硬件实现的模块接收信息。因此,所描述的硬件实现的模块可以被视为通信耦合的。在多个这样的硬件实现的模块同时存在的情况下,可以通过连接硬件实现的模块的信号传输(例如,通过适当的电路和总线)来实现通信。在其中多个硬件实现的模块在不同时间被配置或实例化的实施例中,可以例如通过对多个硬件实现的模块可以访问的存储器结构中的信息的存储和检索来实现这样的硬件实现的模块之间的通信。例如,一个硬件实现的模块可以执行操作,并且将该操作的输出存储在与其通信耦合的存储器装置中。然后,另外的硬件实现的模块在稍后的时间访问存储器装置以检索和处理所存储的输出。硬件实现的模块也可以启动与输入或输出装置的通信,并且能够对资源(例如,信息的集合)进行操作。

[0061] 本文中描述的示例方法的各种操作可以至少部分地由临时配置(例如通过软件)或永久配置以执行相关操作的一个或多个处理器来执行。无论是临时配置还是永久配置,这样的处理器均可以构成操作以执行一个或多个操作或功能的处理器实现的模块。在一些示例实施例中,本文中提及的模块可以包括处理器实现的模块。

[0062] 类似地,本文中描述的方法可以至少部分地是处理器实现的。例如,方法的操作中的至少一些可以由一个或处理器或处理器实现的模块来执行。操作中的某些的执行可以分布在一个或多个处理器中,不仅驻留在单个机器中,而且跨许多机器部署。在一些示例实施

例中,一个或多个处理器可以位于单个位置(例如,在家庭环境内、办公室环境内或作为服务器群),而在其他实施例中,处理器可以跨许多位置分布。

[0063] 一个或多个处理器还可以操作以支持在“云计算”环境中的相关操作的执行或作为“软件即服务”(SaaS)进行操作。例如,可以由一组计算机(作为包含处理器的机器的示例)执行操作中的至少一些,这些操作可经由网络(例如,互联网)以及经由一个或多个适当的接口(例如,应用程序接口(API))来访问。

[0064] 示例实施例可以在数字电子电路中或者在计算机硬件、固件、软件或其组合中实现。示例实施例可以使用计算机程序产品来实现,例如,在信息载体中(例如在机器可读介质中有形地具体化)用于由数据处理设备(例如可编程处理器、计算机或多个计算机)执行或者控制所述数据处理设备的操作的计算机程序。

[0065] 计算机程序能够以任何形式的编程语言编写,包含编译语言或解释语言,并且它能够以任何形式部署,包含作为独立程序或作为模块、子例程或适合于在计算环境中使用的其他单元。计算机程序能够被部署以在一个计算机上或在位于一个站点或者跨多个站点分布且通过通信网络互连的多个计算机上执行。

[0066] 在示例实施例中,操作可以由执行计算机程序以通过对输入数据进行操作并生成输出来执行功能的一个或多个可编程处理器来执行。方法操作也能够由专用逻辑电路来执行,并且示例实施例的装置可以被实现为专用逻辑电路,例如现场可编程门阵列(FPGA)或专用集成电路(ASIC)。

[0067] 计算系统能够包含客户端和服务端。客户端和服务端通常彼此远离并且典型地通过通信网络进行交互。客户端和服务端之间的关系凭借运行在相应的计算机上并且具有与彼此的客户端-服务端关系的计算机程序而产生。在部署可编程计算系统的实施例中,将认识到的是,硬件和软件架构两者均需要考虑。具体地,将认识到的是,在永久配置的硬件(例如,ASIC)中、在临时配置的硬件(例如,软件和可编程处理器的组合)中、还是在永久配置的硬件和临时配置的硬件的组合中实现某些功能的选择可以是设计选择。

[0068] 图12是呈计算机系统1200的示例形式的机器的框图,在其内可以执行用于使机器执行本文中讨论的方法中的任何一个或多个的指令。在替代实施例中,机器作为独立装置操作或者可以连接(例如联网)到其他机器。在联网部署中,机器可以作为服务器-客户端网络环境中的服务器或客户端机器进行操作,或作为对等(或分布式)网络环境中的对等机器进行操作。虽然仅图示了单个机器,但是术语“机器”也应该被理解为包含单独或联合执行一组(或多组)指令以执行本文中所讨论的方法中的任何一个或多个的任何机器集合。示例计算机系统1200包含彼此经由总线1208进行通信的一个或多个处理器1202(例如,中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)或两者)、主存储器1204和静态存储器1206。计算机系统1200还可以包含视频显示单元1210(例如,液晶显示器(LCD)或阴极射线管(CRT))。计算机系统1200还包含字母数字输入装置1212(例如键盘)、用户接口(UI)导航装置1214(例如鼠标)、磁盘驱动器单元1216、信号生成装置1218(例如扬声器)、网络接口装置1220和数据接口装置1228(诸如,例如电极接口106)。

[0069] 磁盘驱动单元1216包含机器可读介质1222,该机器可读介质1222存储一组或多组指令和数据结构(例如,软件)1224,其使本文中描述的方法或功能中的任何一个或多个具体化或者被本文中描述的方法或功能中的任何一个或多个利用。在由计算机系统1200执行

指令1224期间,指令1224还可以完全或至少部分地驻留在主存储器1204内和/或处理器1202内,主存储器1204和处理器1202也构成机器可读介质。

[0070] 虽然机器可读介质1222在示例实施例中所示出为单个介质,但是术语“机器可读介质”可以包含存储一个或多个指令或数据结构的单个介质或多个介质(例如,集中式或分布式数据库、和/或关联的高速缓冲存储器和服务器的)。术语“机器可读介质”还应该被理解为包含任何有形介质,其能够存储、编码或承载用于由机器执行的指令并且使机器执行本发明的方法中的任何一个或多个或者能够存储、编码或承载由这样的指令利用或与这样的指令相关联的数据结构。术语“机器可读介质”相应地将被认为包含但不限于固态存储器以及光学介质和磁性介质。机器可读介质的具体示例包含:非易失性存储器,作为示例,包含半导体存储器装置,例如可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)和闪速存储器装置;磁盘,诸如内部硬磁盘和可移动磁盘;磁光盘;CD-ROM和DVD-ROM盘或其他数据存储装置。此外,术语“机器可读介质”应被理解为包含非有形的信号或传输介质,包含电信号、磁信号、电磁信号、声信号和光信号。

[0071] 以下编号的示例是说明性实施例:

1. 一种方法,包括:使用放置在患者上的一个或多个电极,测量与一个或多个相应导联相关联的一个或多个心电图;通过时间-频率变换将所述一个或多个心电图转换为一个或多个相应的二维时间-频率图;在所述一个或多个心电图内识别与T波相关联的一个或多个时间点;针对所述一个或多个时间-频率图中的至少一个,确定与相应的时间-频率图在与T波相关联的所述一个或多个时间点处的跨频率的极值对应的一个或多个复极测量;以及基于所述一个或多个复极测量来输出至少一个复极指数。

[0072] 2. 根据示例1所述的方法,还包括:至少部分地基于跨包含RS片段的时间区间并且跨频率在相应的时间-频率图中识别的最大值和最小值之间的差来使所述一个或多个时间-频率图中的每个标准化,其中,所述一个或多个复极测量是从标准化的时间-频率图确定的。

[0073] 3. 根据示例2所述的方法,其中,使所述一个或多个时间-频率图标准化包括:使每个时间-频率图移位到最小值等于零,并且然后基于最大值来缩放相应的时间-频率图。

[0074] 4. 根据示例1或示例2所述的方法,其中,跨其在时间-频率图中识别最大值和最小值的时间区间包含至少一次心跳。

[0075] 5. 根据示例1或示例2所述的方法,其中,跨其在时间-频率图中识别最大值和最小值的时间区间包含相关联的心电图以其整体的测量时间。

[0076] 6. 根据示例1或示例2所述的方法,其中,跨其在时间-频率图中识别最大值和最小值的时间区间对应于整数次心跳。

[0077] 7. 根据示例1至6中任一项所述的方法,其中,与T波相关联的所述一个或多个时间点落入由在所述T波的最大值之前和之后的、在其处所述T波呈现其最大值的一半的点限定的时间区间内。

[0078] 8. 根据示例7所述的方法,其中,与T波相关联的所述一个或多个时间点包括所述T波的最大值之前的第一时间点和所述T波的最大值之后的第二时间点。

[0079] 9. 根据示例8所述的方法,其中,确定对应于所述第一时间点处的极值的第一复极测量和对应于所述第二时间点处的极值的第二复极测量,所述方法还包括将所述第一复

极测量和第二复极测量进行比较。

[0080] 10. 根据示例9所述的方法,还包括基于所述比较来确定心脏状况。

[0081] 11. 根据示例10所述的方法,还包括将所述心脏状况传送给用户。

[0082] 12. 根据示例10或示例11所述的方法,其中,基于所述第二复极测量大于所述第一复极测量来确定异常心脏状况。

[0083] 13. 根据示例1至12中任一项所述的方法,其中,针对与所述患者的心脏的左心室相关联的至少一个导联以及与所述患者的心脏的右心室相关联的至少一个导联测量心电图并且确定相应的复极测量,并且其中,将基于针对所述左心室确定的至少一个复极测量的左心室复极指数与基于针对所述右心室确定的至少一个复极测量的右心室复极指数进行比较。

[0084] 14. 根据示例13所述的方法,还包括基于所述比较来确定心脏状况。

[0085] 15. 根据示例14所述的方法,还包括将所述心脏状况传送给用户。

[0086] 16. 根据示例14或示例15所述的方法,其中,基于所述右心室复极指数大于所述左心室复极指数来确定异常心脏状况。

[0087] 17. 根据示例13至16中任一项所述的方法,其中,所述左心室复极指数包括基于针对与所述左心室相关联的多个相应导联测量的心电图确定的、对应于时间点中的选择时间点处的极值的多个复极测量上的平均值,并且通过在基于针对与所述右心室相关联的多个相应导联测量的心电图而确定的、对应于选择时间点处的极值的多个复极测量上进行平均来确定右心室复极指数。

[0088] 18. 根据示例1至17中任一项所述的方法,其中,所述至少一个复极指数包括两个或更多复极测量上的平均值。

[0089] 19. 根据示例18所述的方法,其中,在两次或更多心跳上获取平均值。

[0090] 20. 根据示例18或示例19所述的方法,其中,在两个或更多导联上获取平均值。

[0091] 21. 根据示例1至20中任一项所述的方法,其中,所述至少一个复极指数包括基于患者的年龄或性别中的至少一个的调整因子。

[0092] 22. 根据示例1至21中任一项所述的方法,其中,根据所述至少一个复极测量和患者的心率来计算所述至少一个复极指数。

[0093] 23. 根据示例1至22中任一项所述的方法,其中,所述时间-频率变换包括小波变换,并且所述时间-频率图包括尺度图。

[0094] 24. 根据示例23所述的方法,其中,所述时间-频率变换包括连续小波变换。

[0095] 25. 根据示例1至24中任一项所述的方法,其中,所述时间-频率图是绝对值图。

[0096] 26. 根据示例1至25中任一项所述的方法,还包括基于所述至少一个复极指数与阈值的比较来确定心脏状况。

[0097] 27. 根据示例26所述的方法,还包括将所述心脏状况传送给用户。

[0098] 28. 根据示例26或示例27所述的方法,其中,基于所述至少一个复极指数低于所述阈值来确定异常心脏状况。

[0099] 29. 根据示例1至28中任一项所述的方法,其中,所述输出包括在用户接口中显示所述至少一个复极指数。

[0100] 30. 一种心脏测试系统,包括:电极接口,被配置为经由能够连接到所述电极接口

的一个或多个相应电极接收一个或多个心电图信号;以及处理设施,通信地耦合到所述电极接口并且被配置为:根据所述一个或多个心电图信号生成针对一个或多个相应导联的一个或多个心电图;通过时间-频率变换将所述一个或多个心电图转换为一个或多个相应的二维时间-频率图;在所述一个或多个心电图内识别与T波相关联的一个或多个时间点;针对所述一个或多个时间-频率图中的至少一个,确定与相应的时间-频率图在与T波相关联的所述一个或多个时间点处的极值对应的一个或多个复极测量;以及基于所述一个或多个复极测量来输出至少一个复极指数。

[0101] 31. 根据示例30所述的系统,其中,所述电极接口和所述处理设施被集成到单个心脏测试装置中。

[0102] 32. 根据示例30或示例31所述的系统,其中,所述处理设施被配置为实现示例2至29中任一项所述的方法。

[0103] 33. 一种或多种计算机可读介质,存储用于处理与一个或多个相应导联相关联的一个或多个心电图的指令,所述指令在由一个或多个计算机处理器执行时使所述一个或多个计算机处理器执行以下各项:通过时间-频率变换将所述一个或多个心电图转换为一个或多个相应的二维时间-频率图;在所述一个或多个心电图内识别与T波相关联的一个或多个时间点;针对所述一个或多个时间-频率图中的至少一个,确定与相应的时间-频率图在与T波相关联的所述一个或多个时间点处的极值对应的一个或多个复极测量;以及基于所述一个或多个复极测量来输出至少一个复极指数。

[0104] 34. 根据示例33所述的一种或多种计算机可读介质,存储如下指令:所述指令在由所述一个或多个计算机处理器执行时使所述一个或多个计算机处理器执行示例2至29中任一项所述的方法。

[0105] 35. 一种方法,包括:使用放置在患者上的一个或多个电极,测量与一个或多个相应导联相关联的一个或多个心电图;通过时间-频率变换将所述一个或多个心电图转换为一个或多个对应的二维时间-频率图;以及生成用户接口,所述用户接口针对所述一个或多个心电图中的至少一个显示心电图的至少一部分,并且与其时间对准地显示对应的时间-频率图的在时间上伸及同时间的部分。

[0106] 36. 根据示例35所述的方法,还包括:在所述一个或多个心电图内识别与T波相关联的一个或多个时间点;根据所述一个或多个时间-频率图在与T波相关联的所述一个或多个时间点处的值确定至少一个复极指数;以及使所述至少一个复极指数显示在所述用户接口中。

[0107] 37. 根据示例36所述的方法,其中,针对多个导联,测量多个相应的心电图并且将其变换成多个对应的时间-频率图,并且其中,所生成的用户接口仅显示包括少于所述多个心电图和对应的时间-频率图的全部的子集,所述至少一个复极指数独立于对用于包含在所显示的子集中的心电图和时间-频率图的选择。

[0108] 38. 根据示例36或37所述的方法,其中,生成所述用户接口包括基于色度来表示所述一个或多个时间-频率图的无符号的值,并且其中,所述至少一个复极指数是根据所述一个或多个时间-频率图在与T波相关联的所述一个或多个时间点处的带符号的值确定的。

[0109] 39. 根据示例36至38中任一项所述的方法,还包括基于所述至少一个复极指数来确定心脏状况,并且生成用于在所述用户接口内显示的指示所述心脏状况的图标。

[0110] 40. 根据示例39所述的方法,其中,所述图标包括分段的波形符号,所述分段的波形符号经由另外着色的波形符号内的许多灰色片段来表示心脏功能受损的程度。

[0111] 41. 根据示例35至40中任一项所述的方法,其中,所述心电图和对应的时间-频率图的显示部分包含小于所述心电图的整个测量时间,所述方法还包括响应于用户输入而在时间上使所述心电图和对应的时间-频率图的显示部分移位。

[0112] 42. 根据示例41所述的方法,其中,基于包括与显示所述心电图的屏幕部分或显示所述对应的时间-频率图的屏幕部分中的至少一个相关联的滚动动作的用户输入来在时间上使所述显示部分移位。

[0113] 43. 根据示例42所述的方法,其中,所述滚动动作包括在显示所述心电图或所述对应的时间-频率图的屏幕部分内并且在基本上平行于所述心电图和所述对应的时间-频率图的时间轴的方向上执行的滑动手势。

[0114] 44. 根据示例43所述的方法,其中,在触摸屏上执行所述滚动动作。

[0115] 45. 根据示例35至44中任一项所述的方法,其中,所生成的所述用户接口显示针对多个相应导联的多个心电图和对应的时间-频率图的至少部分,针对所述导联中的不同导联的心电图和时间-频率图的部分在时间上伸及同时间并在时间上彼此对准。

[0116] 46. 根据示例45所述的方法,还包括:响应于与所述心电图或对应的时间-频率图中的一个相关联的滚动动作,在时间上使所述多个心电图和对应的时间-频率图中的全部的显示部分移位。

[0117] 47. 根据示例35至46中任一项所述的方法,其中,针对多个导联,测量多个相应的心电图并且将其变换成多个对应的时间-频率图,并且其中,所生成的用户接口仅显示包括少于所述多个心电图和对应的时间-频率图的全部的子集,所述子集能够经由包含在所述用户接口中的一个或多个用户输入控制元件来选择。

[0118] 48. 根据示例47所述的方法,其中,所述用户接口包括多个屏幕部分,每个屏幕部分经由所述用户输入控制元件中的相关联的一个来方便用户选择所测量的心电图和对应的时间-频率图中的一个以用于在所述屏幕部分中显示。

[0119] 49. 根据示例48所述的方法,其中,所述用户输入控制元件中的每个都包括下拉菜单,所述下拉菜单在激活时显示针对所有导联的用户可选符号。

[0120] 50. 一种心脏测试系统,包括:电极接口,被配置为经由能够连接到所述电极接口的一个或多个相应电极接收一个或多个心电图信号;显示装置;以及处理设施,被配置为至少部分地基于所接收的一个或多个心电图信号来生成用户接口屏幕,并且使在显示装置上显示所述用户接口屏幕,其中,生成并且使显示所述用户接口屏幕包括:根据所述一个或多个心电图信号生成针对一个或多个相应导联的一个或多个心电图;通过时间-频率变换将所述一个或多个心电图转换为一个或多个对应的二维时间-频率图;生成用户接口,所述用户接口针对所述一个或多个心电图中的至少一个显示心电图的至少一部分,并且与其时间对准地显示对应的时间-频率图的在时间上伸及同时间的部分。

[0121] 51. 根据示例50所述的系统,其中,所述电极接口、所述显示装置和所述处理设施被集成到单个心脏测试装置中。

[0122] 52. 根据示例50或示例51所述的系统,其中,所述显示装置包括触摸屏。

[0123] 53. 根据示例50至52中任一项所述的系统,其中,所述处理设施被配置为实现根

据示例36至49中任一项所述的方法。

[0124] 54. 一种或多种计算机可读介质,存储用于处理与一个或多个相应导联相关联的一个或多个心电图的指令,所述指令在由一个或多个计算机处理器执行时使所述一个或多个处理器执行以下各项:通过时间-频率变换将一个或多个心电图转换为一个或多个对应的二维时间-频率图;以及生成用户接口,所述用户接口针对所述一个或多个心电图中的至少一个显示心电图的至少一部分,并且与其时间对准地显示对应的时间-频率图的在时间上伸及同时间的部分。

[0125] 55. 根据示例54所述的一种或多种计算机可读介质,存储如下指令:该指令在由所述一个或多个计算机处理器执行时使所述一个或多个处理器执行根据示例35至49中任一项所述的方法。

[0126] 56. 一种心脏测试装置,包括:电极接口,被配置为经由能够连接到所述电极接口的多个相应电极接收多个心电图信号;显示装置;以及处理设施,包括被配置为至少部分地基于所接收的心电图信号生成用户接口屏幕并且使在所述显示装置上显示所述用户接口屏幕的电路,其中,生成并且使显示所述用户接口屏幕包括:基于所述心电图信号生成用于显示的针对多个相应导联的多个一维时间相关心电图;使对应于所述导联的子集的所述心电图的子集至少部分地显示在所述用户接口屏幕的多个相应屏幕部分中;使在与其中至少部分地显示的心电图相邻的屏幕部分中的每个内显示方便用户选择所述多个导联中的任何一个的用户输入控制元件;以及响应于用户经由所述用户输入控制元件选择所述导联中的一个,使在对应的屏幕部分内至少部分地显示针对选择导联的心电图。

[0127] 57. 根据示例56所述的装置,其中,所述用户输入控制元件包括下拉菜单,所述下拉菜单在激活时显示针对所有导联的用户可选符号。

[0128] 58. 根据示例56或示例57所述的装置,其中,所述至少部分显示的心电图在时间上对准。

[0129] 59. 根据示例56至58中任一项所述的装置,其中,生成并且使显示所述用户接口屏幕还包括:根据针对所述多个导联的所述一维时间相关心电图中的每个生成用于显示的对应的二维时间-频率图;使对应于所述导联的子集的所述二维时间-频率图的子集至少部分地显示,所述子集的每个时间-频率图与对应的心电图一起显示在对应的屏幕部分内;以及响应于用户经由所述用户输入控制元件选择所述导联中的一个,使针对选择导联的时间-频率图与对应的心电图一起至少部分地显示在对应的屏幕部分中。

[0130] 60. 一种方法,包括:使用放置在患者上的多个相应电极测量多个心电图信号;使用处理设施至少部分地基于所接收的心电图信号来生成用户接口屏幕,并且使在所述显示装置上显示所述用户接口屏幕,其中生成并且使显示所述用户接口屏幕包括:基于所述心电图信号生成用于显示的针对多个相应导联的多个一维时间相关心电图;使对应于所述导联的子集的所述心电图的子集至少部分地显示在所述用户接口屏幕的多个相应屏幕部分中;使在与其中显示的心电图相邻的屏幕部分中的每个内显示方便用户选择所述多个导联中的任何一个的用户输入控制元件;以及响应于用户经由所述用户输入控制元件选择所述导联中的一个,使在对应的屏幕部分内至少部分地显示针对选择导联的心电图。

[0131] 61. 一种心脏测试装置,包括:电极接口,被配置为经由能够连接到所述电极接口的一个或多个相应电极接收一个或多个心电图信号;显示装置;以及处理设施,包括被配置

为至少部分地基于所接收的一个或多个心电图信号生成用户接口屏幕并且使在所述显示装置上显示所述用户接口屏幕的电路,其中,生成并且使显示所述用户接口屏幕包括:根据所述一个或多个心电图信号生成针对一个或多个导联中的每个的一维时间相关心电图;使用时间-频率变换来从所述一个或多个心电图中的每个计算表示作为时间和频率的函数的无符号的信号值的对应的二维时间-频率图;针对所述导联中的至少一个,使显示所述心电图和对应的时间-频率图的在时间上对准的部分,所述时间-频率图的无符号的信号值是颜色编码的。

[0132] 62. 一种方法,包括:在电子心脏监视器装置的显示器上呈现被配置为引导所述装置的操作员通过心电图工作流程的多选项卡用户接口,所述多选项卡用户接口包括至少患者选项卡、测试选项卡和报告选项卡;响应于操作员对所述患者选项卡的选择,呈现患者屏幕,所述患者屏幕包括方便操作员在现有患者列表中选择患者的一个或多个第一用户输入控制元件以及方便操作员登入新患者的患者信息的一个或多个第二用户输入控制元件;响应于操作员对所述测试选项卡的选择并且在将一个或多个电极连接到所述心脏监视器装置之后,呈现包括通过一个或多个所连接的电极测量的一个或多个相应心电图信号的一个或多个实时迹线的测试屏幕,并且进一步呈现方便操作员启动心电图测试的第三用户输入控制元件;在操作员选择所述第三用户输入控制元件时,使在整个指定的测试持续时间期间获取一个或多个心电图信号,并且在所述测试屏幕内呈现第四用户输入控制元件,所述第四用户输入控制元件基于所述指定的测试持续时间来显示倒数计时器并且方便操作员中止所述心电图测试;在所述心电图测试完成时,自动呈现与所述报告选项卡相关联的报告屏幕,所述报告包括包含基于所述一个或多个心电图信号计算的至少一个心电图的报告信息,以及方便操作员启动打印或输出所述报告信息中的至少一个的一个或多个第五用户输入控制元件。

[0133] 尽管已经参考具体示例实施例描述了本发明,但是将明显的是,在不脱离本发明的更广范围的情况下,可以对这些实施例做出各种修改和改变。因此,说明书和附图要被认认为是说明性的意义而不是限制性的意义。

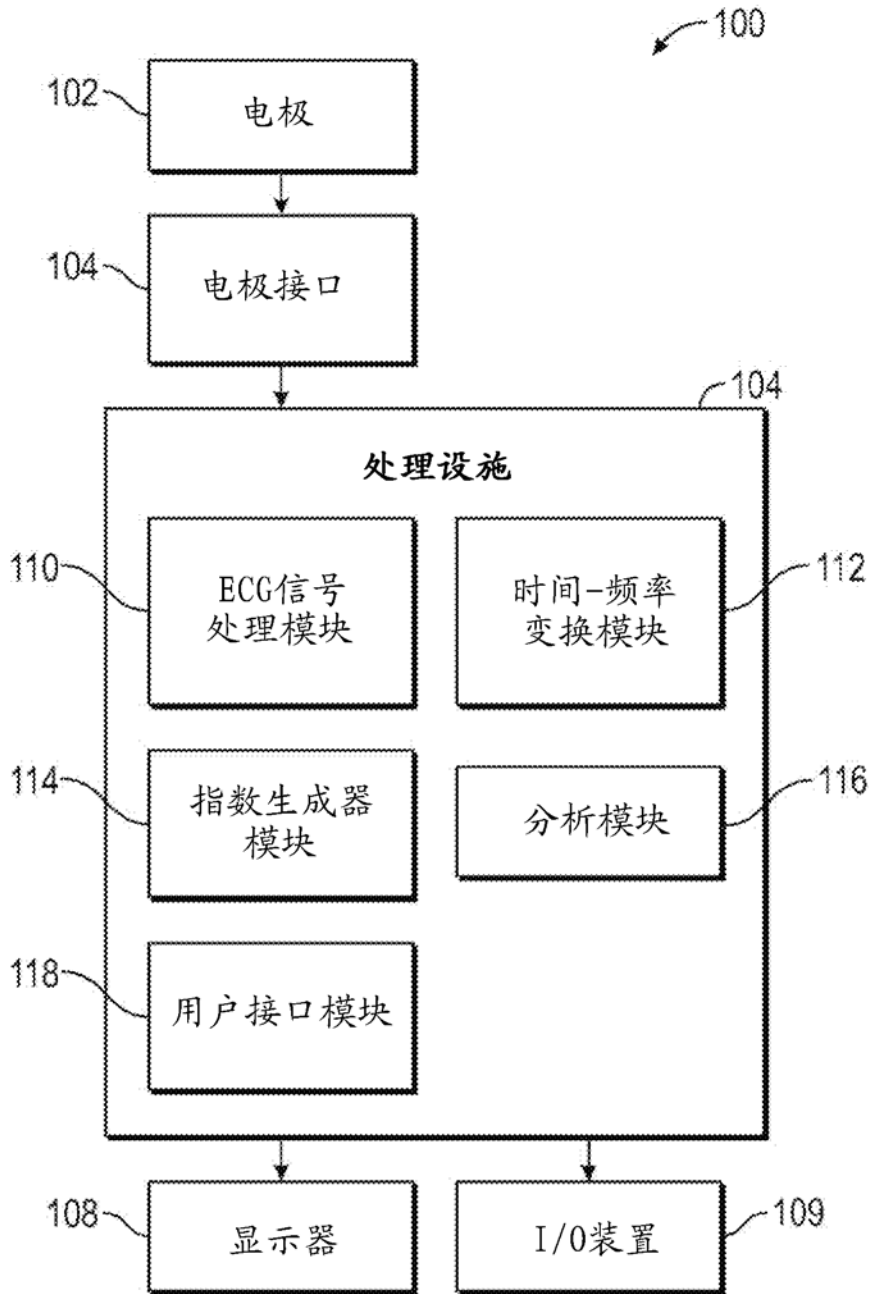


图 1

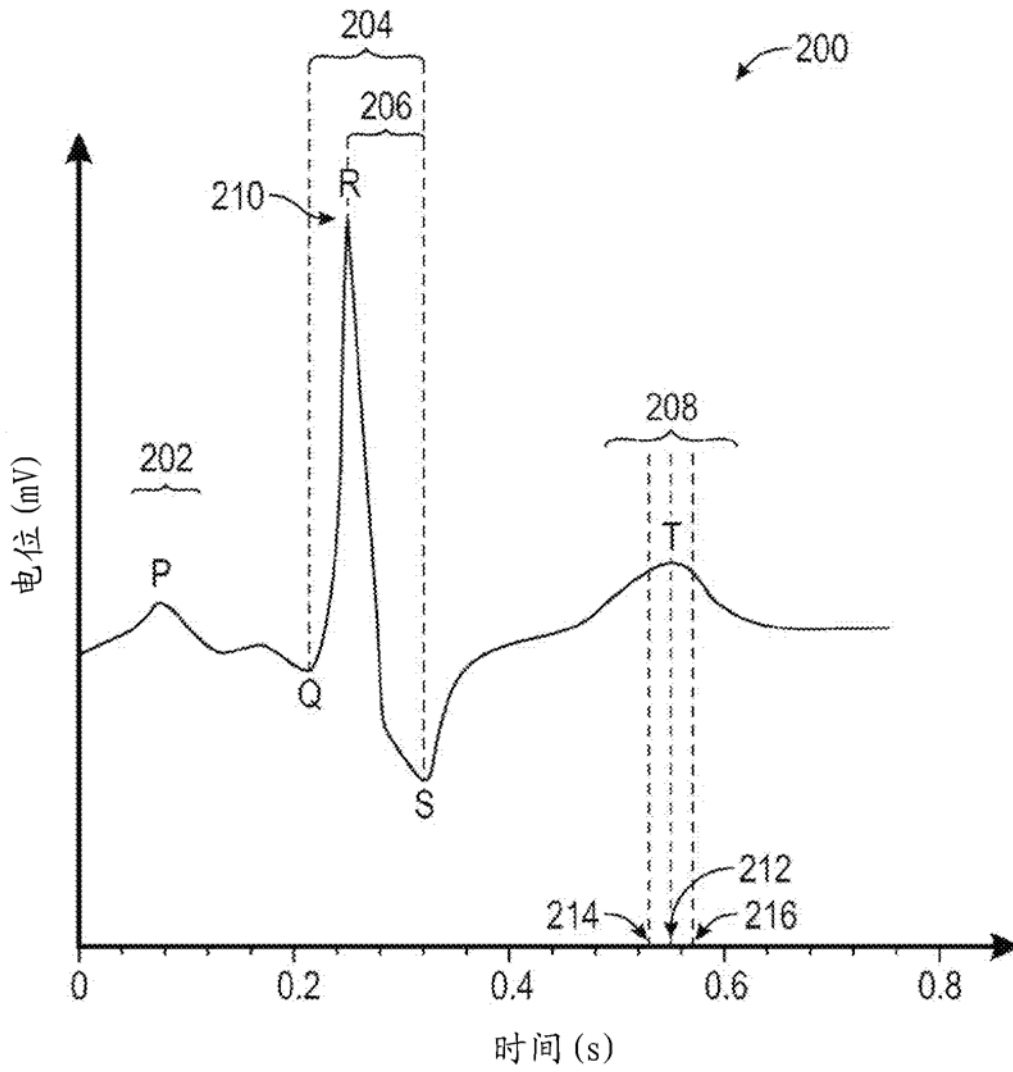


图 2

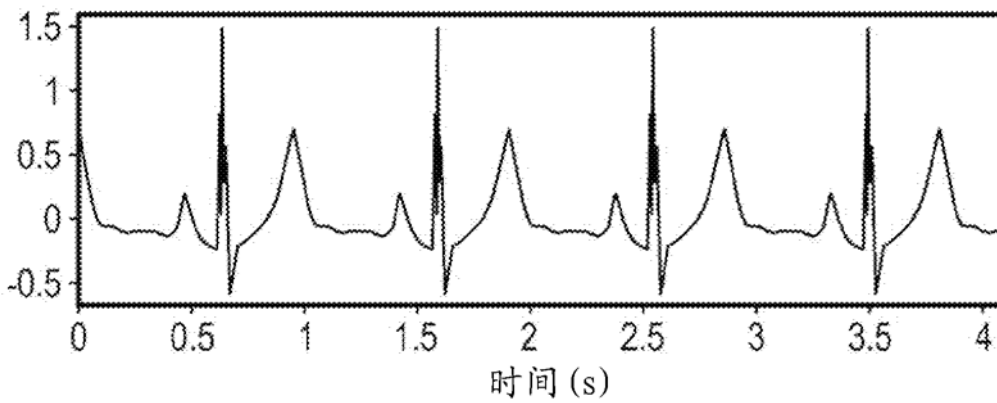


图 3A

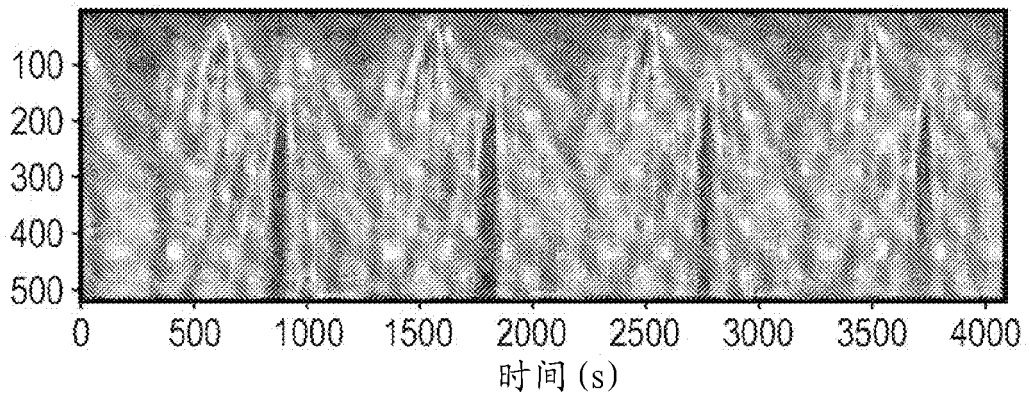


图 3B

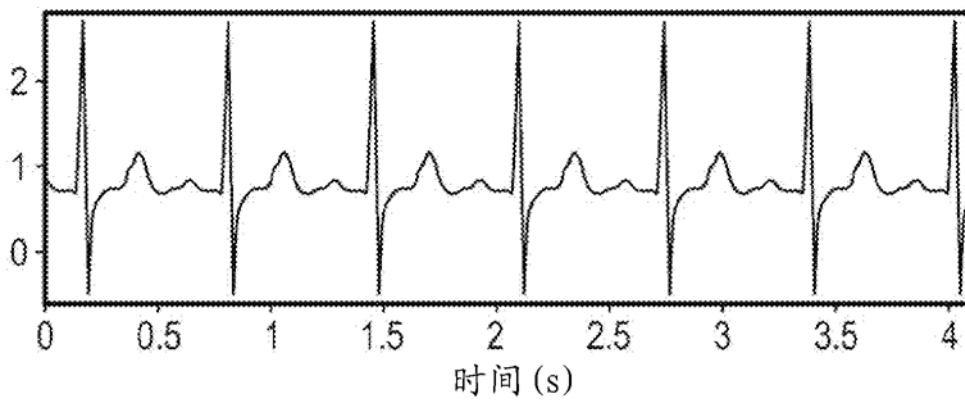


图 3C

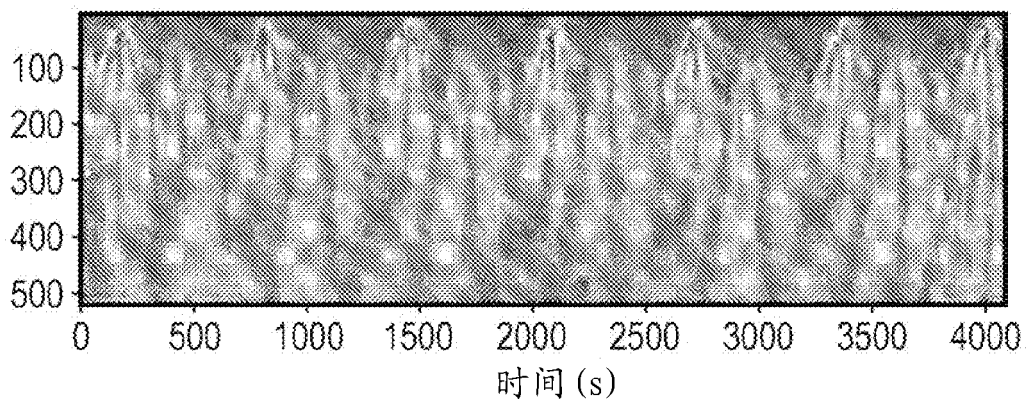


图 3D

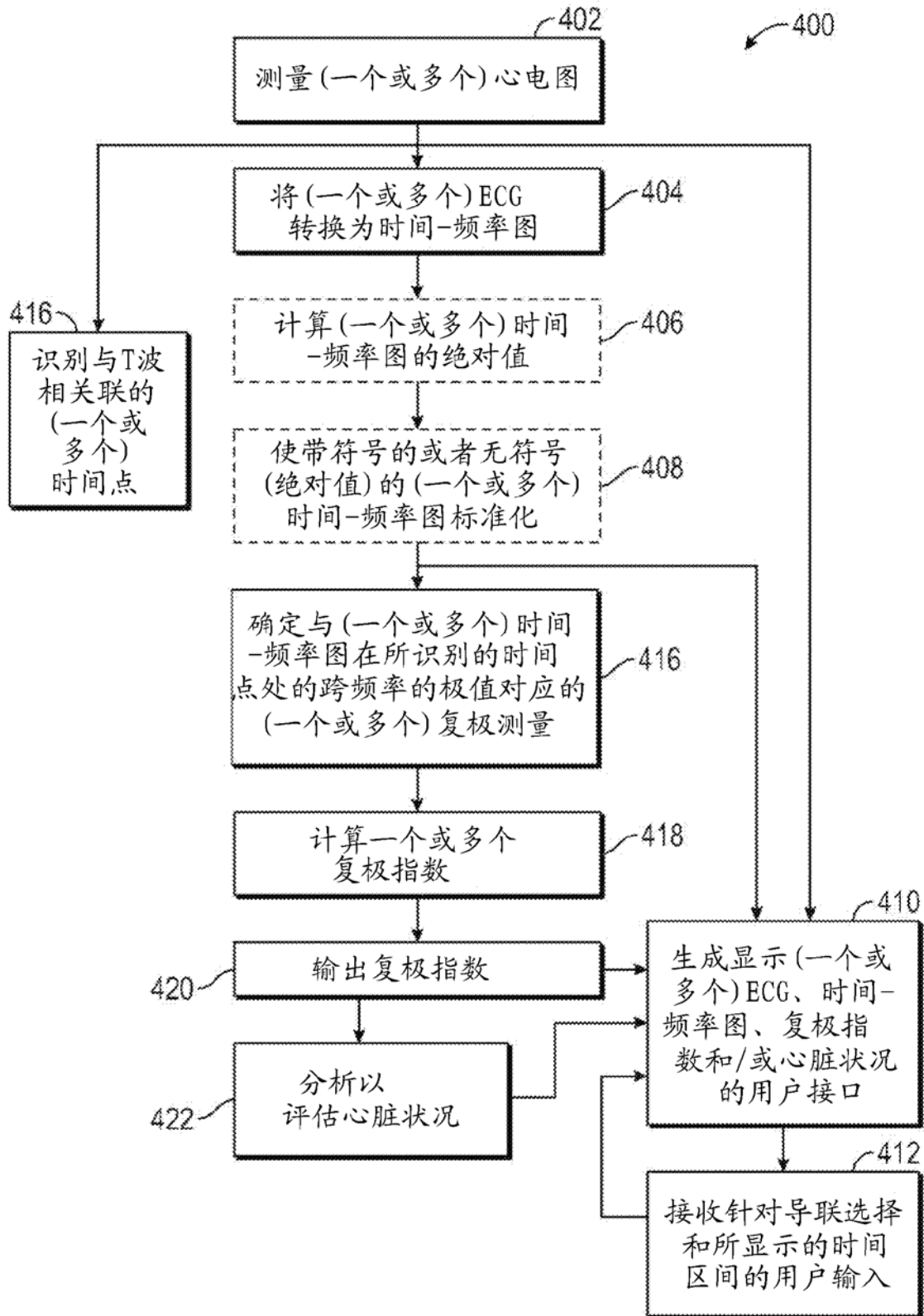


图 4

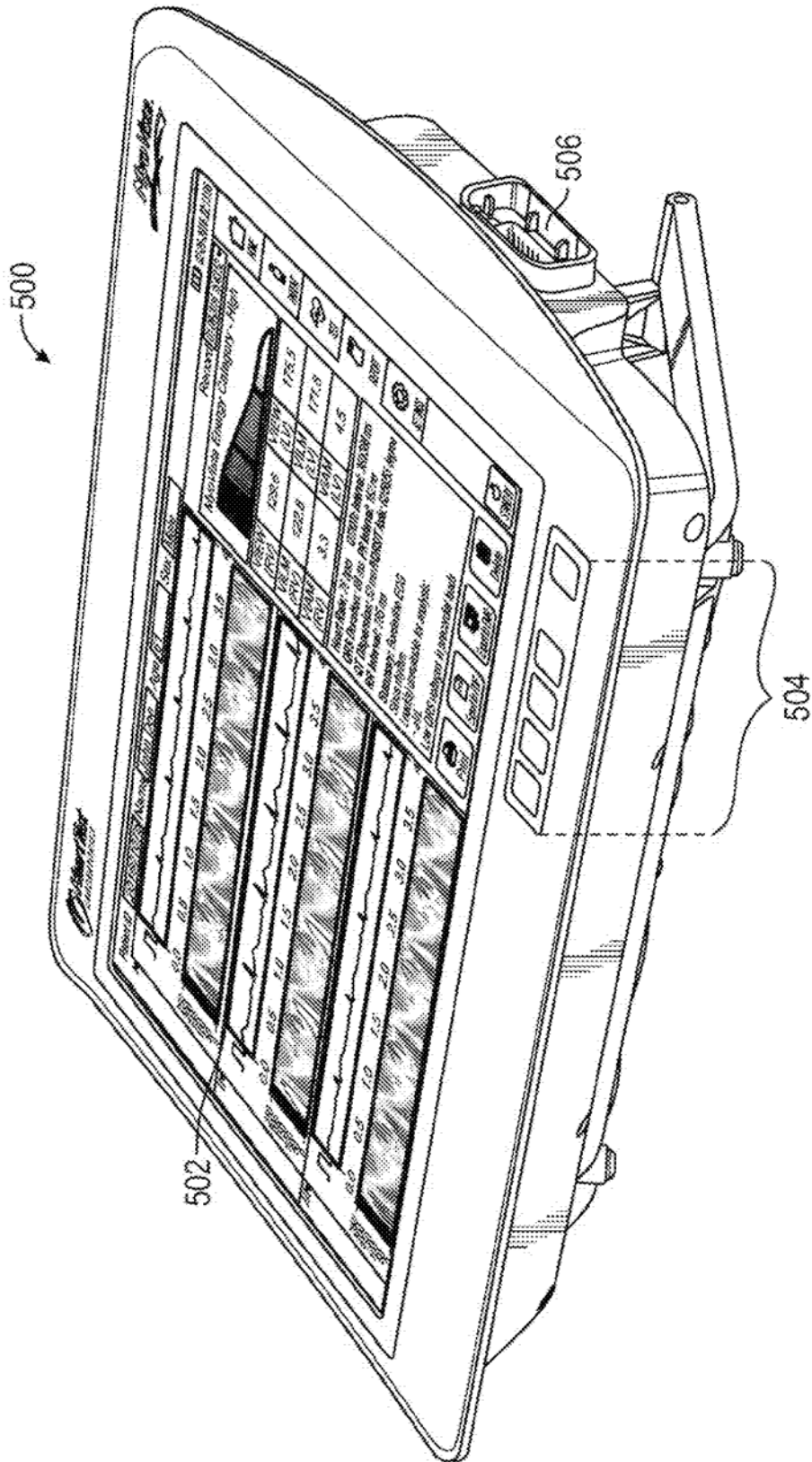


图 5

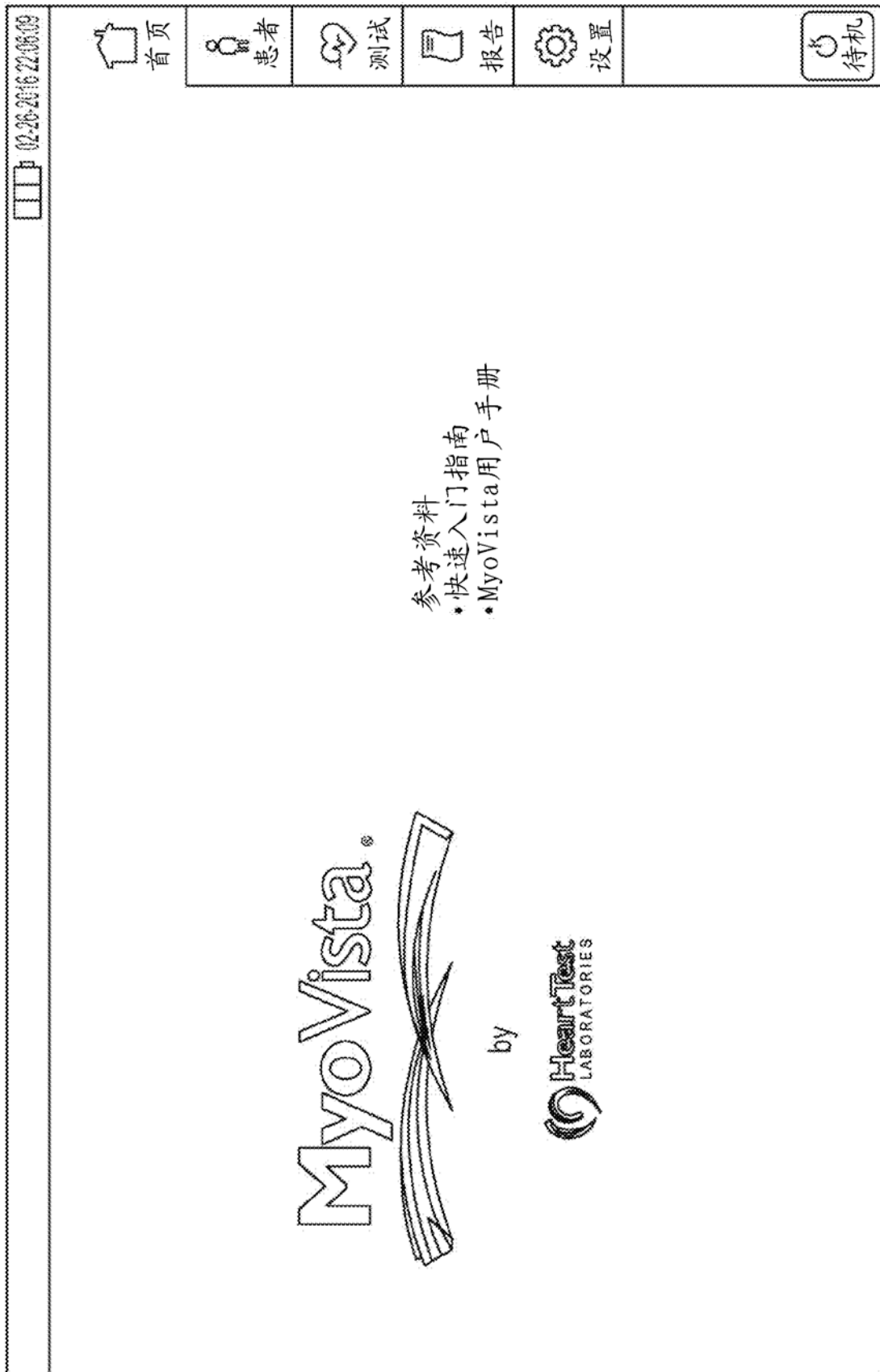


图 6

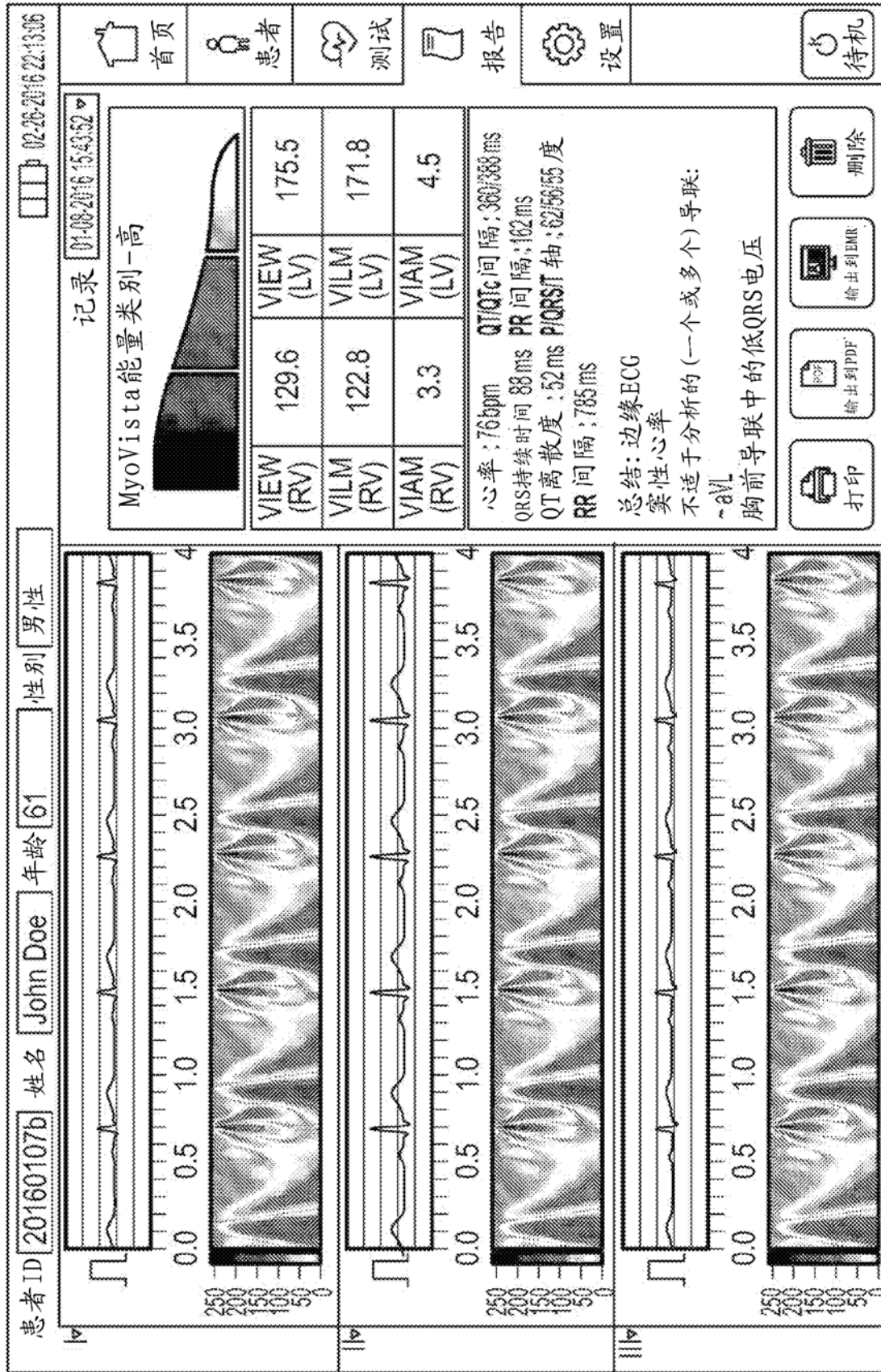


图 7

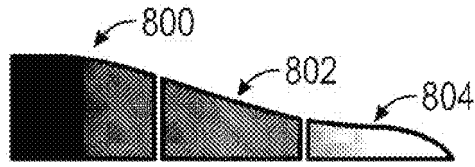


图 8A

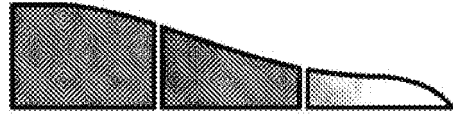


图 8B

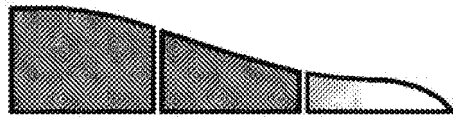


图 8C

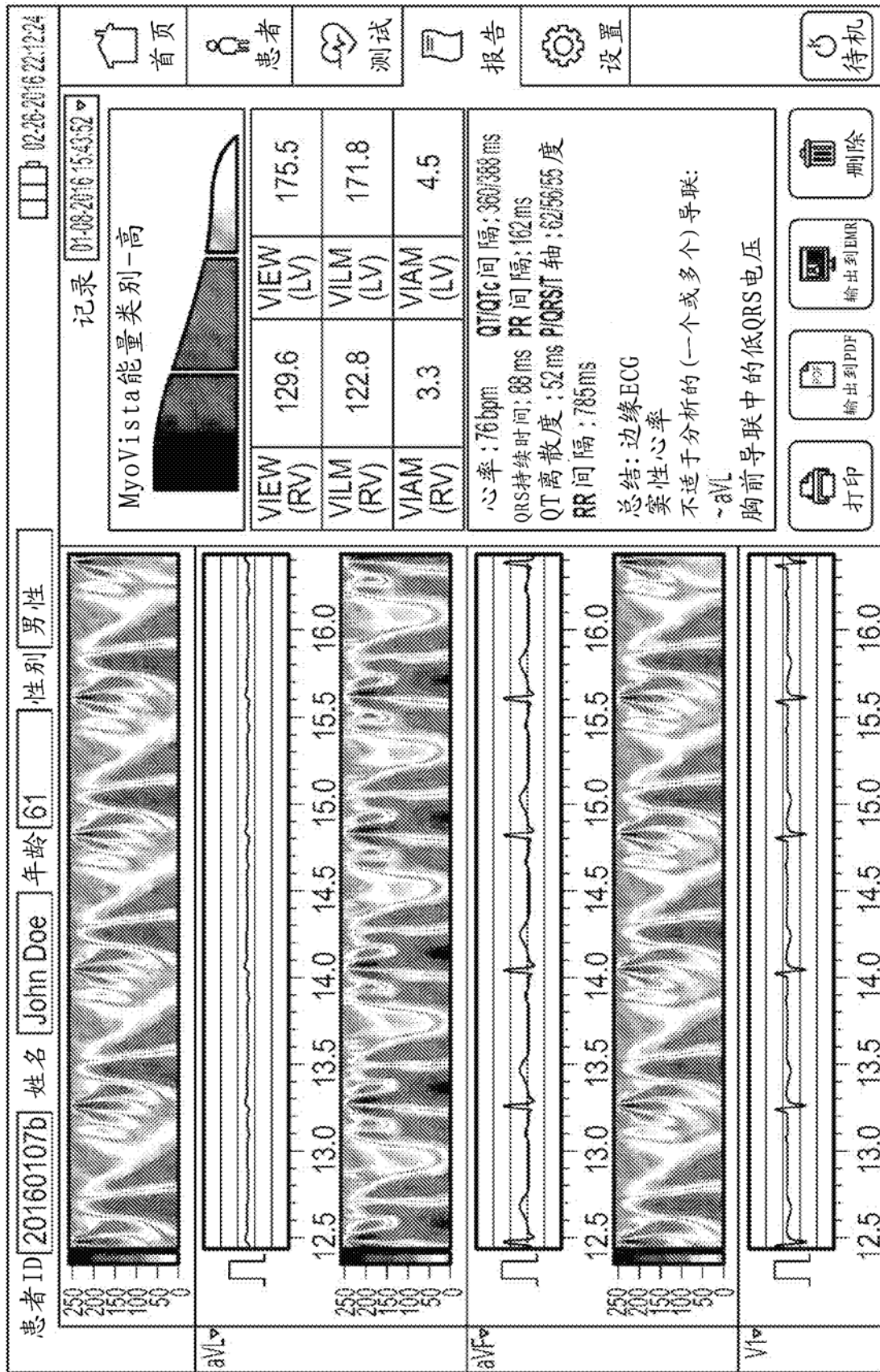


图 9

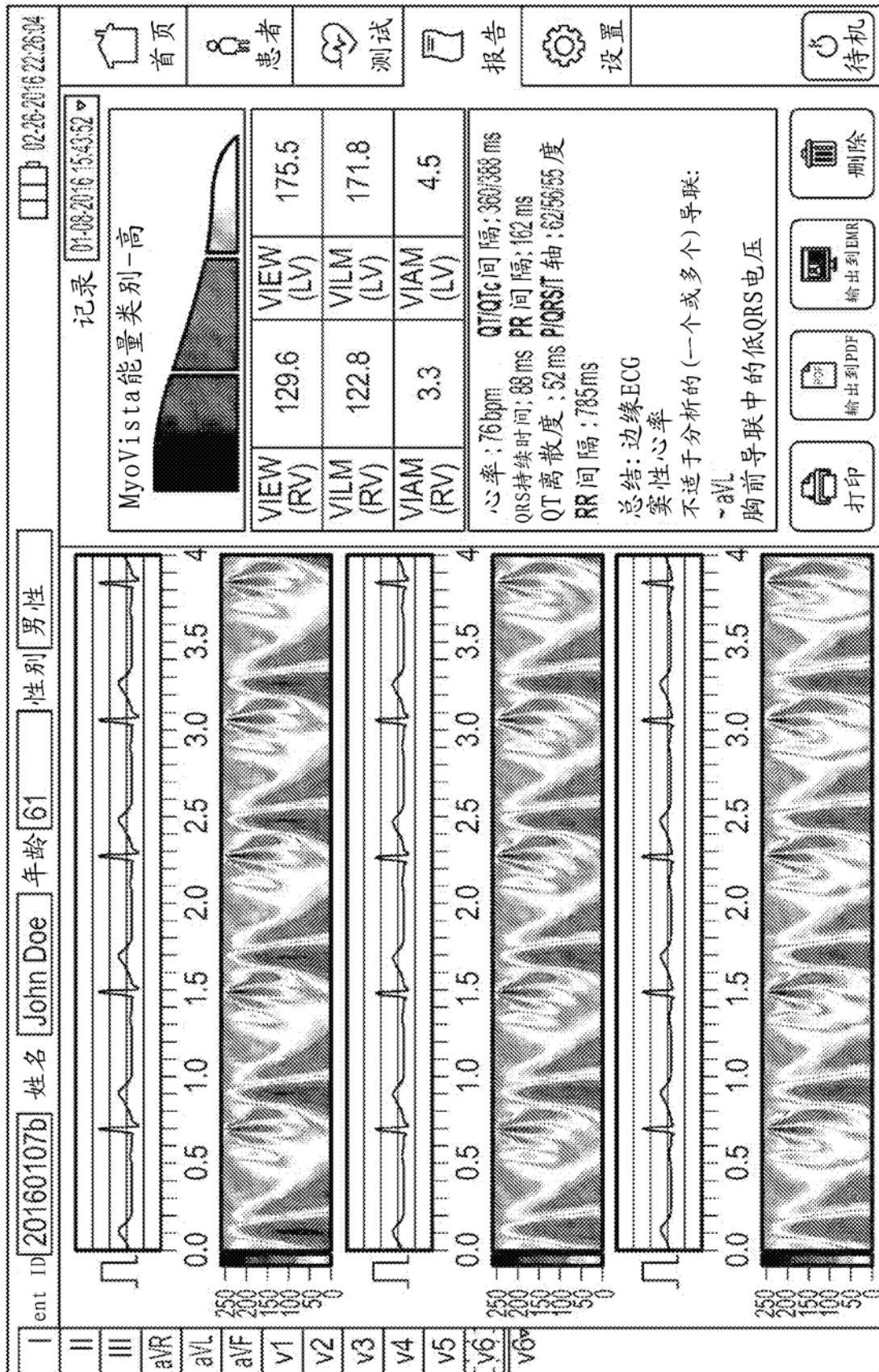


图 10

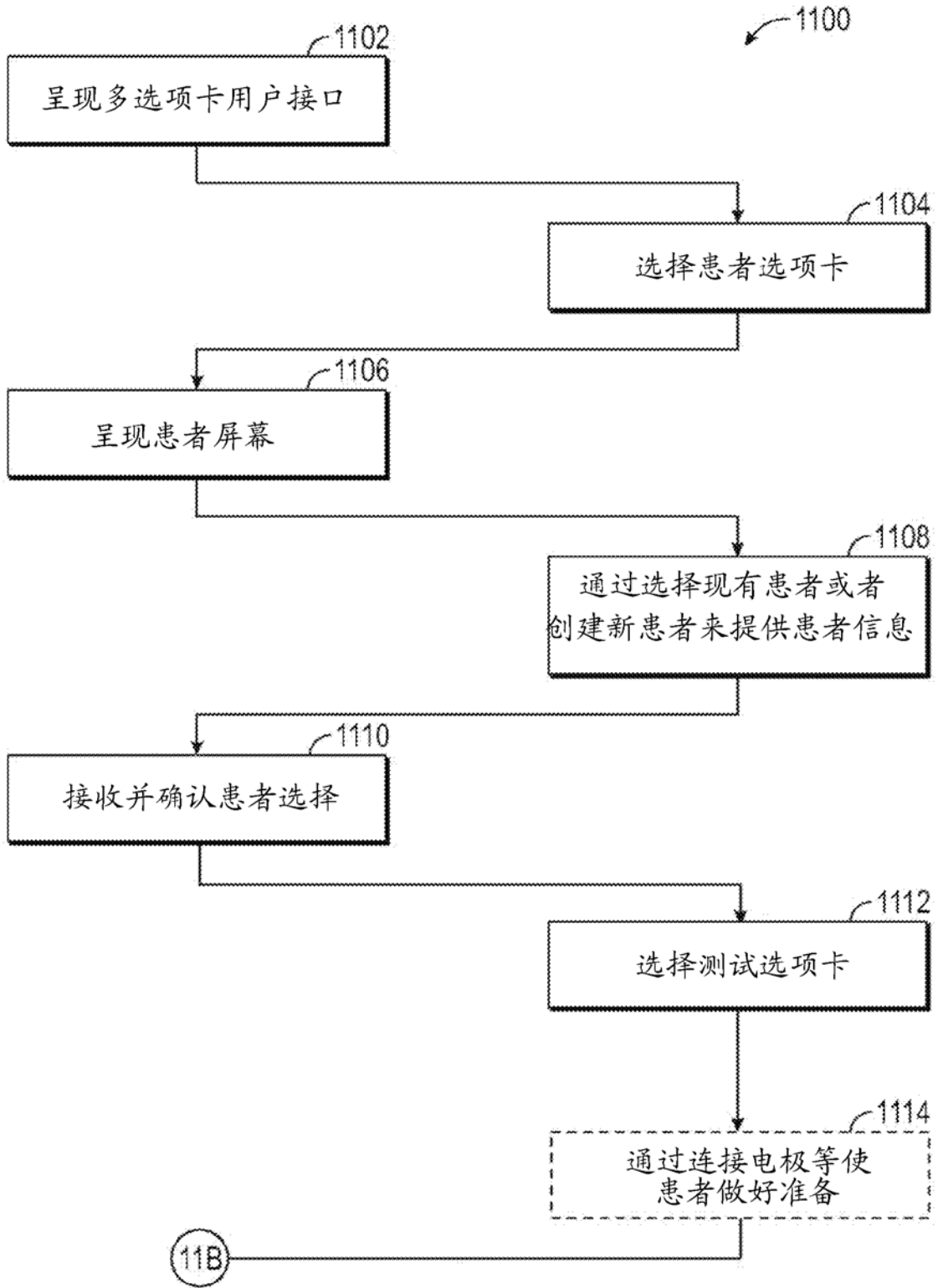


图 11A

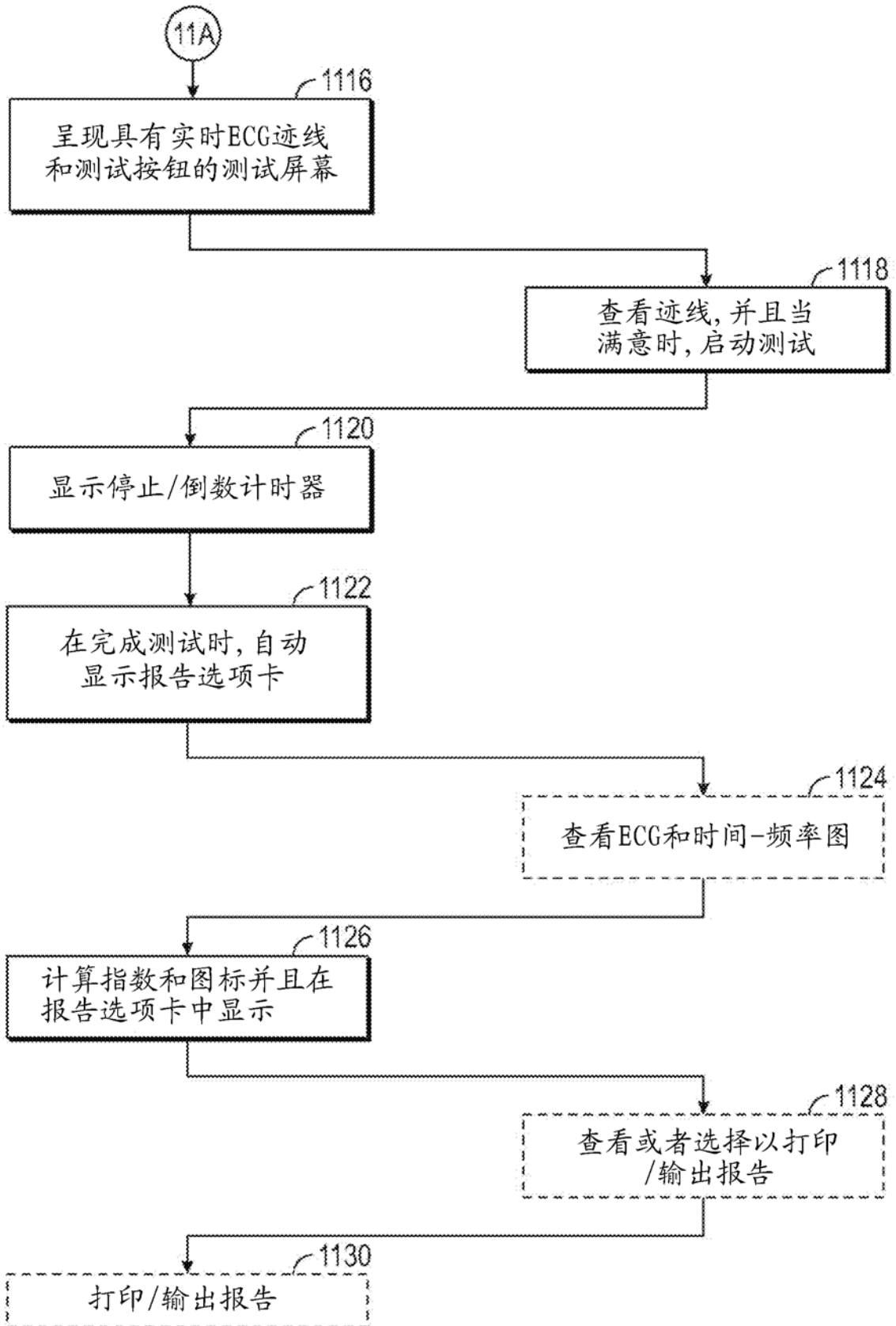


图 11B

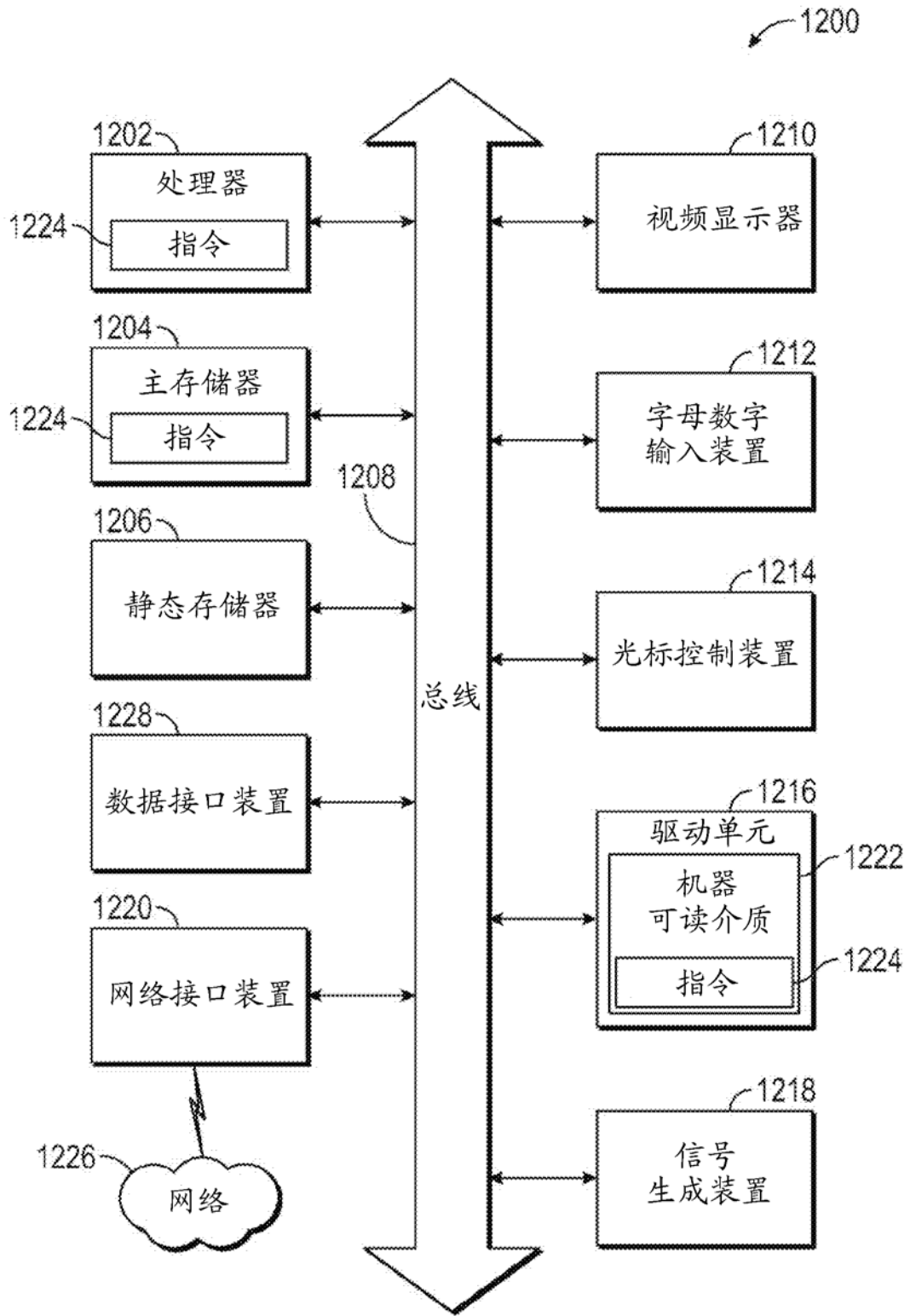


图 12

专利名称(译)	定量心脏测试		
公开(公告)号	CN108471942A	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201680069952.6	申请日	2016-09-20
[标]发明人	D 克鲁布萨克 M 希尔斯 A 彼得森 G 陈		
发明人	D.克鲁布萨克 M.希尔斯 A.彼得森 G.陈		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/044 A61B5/0452 A61B5/7253 A61B5/726 A61B5/743 A61B5/7435 A61B5/0006 A61B5/04012 A61B5/04014 A61B5/0408 A61B5/0456 A61B5/0402		
代理人(译)	王岳		
优先权	62/235309 2015-09-30 US 62/276596 2016-01-08 US 62/276639 2016-01-08 US 62/321856 2016-04-13 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

能够使用例如基于与T波相关联的时间点的从心电图的时间-频率变换得到的复极测量和/或复极指数来对心脏状况和功能进行量化。可以将心电图、从其得到的时间-频率图、和/或通过分析时间-频率图和心电图获得的指数组合到用户接口中。描述了另外的实施例。

