



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105451645 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 30

(21) 申请号 201480044175. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 08. 07

A61B 5/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/044(2006. 01)

61/865, 287 2013. 08. 13 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 02. 04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/063761 2014. 08. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/022604 EN 2015. 02. 19

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·E·格雷格 S·巴巴埃萨德赫

K·A·伊根 J·萨奇斯 H·陆

M·梅西纳 E·J·曾格

V·M·胡贝特 S·S·克雷斯吉

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

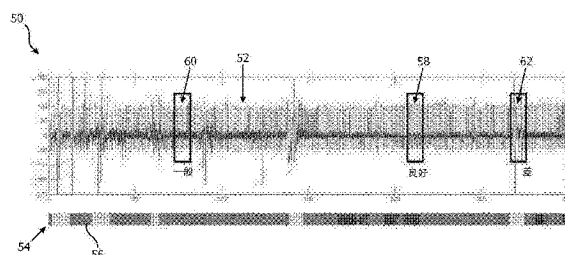
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

用于长期生理信号质量指示的方法和显示

(57) 摘要

一种显示生理信号的医学显示系统 (16) 和方法。接收患者 (14) 的生理信号, 所述生理信号跨越一时间段。确定所述生理信号在所述时间段上的信号质量。使用压缩时间标尺来显示 ECG 信号 (52), 并且邻近所显示的生理信号显示所确定的随时间的信号质量 (54)。



1. 一种用于显示生理信号的医学显示系统(16),所述医学显示系统(16)包括:
至少一个处理器(32),其被编程为:
接收患者的生理信号,所述生理信号跨越一时间段;
确定所述生理信号在所述时间段上的信号质量;
使用压缩时间标尺来显示所述生理信号;以及
随时间并邻近所显示的生理信号显示所确定的信号质量。
2. 根据权利要求1所述的医学显示系统(16),其中,所述时间段超过1小时。
3. 根据权利要求1所述的医学显示系统(16),其中,所述至少一个处理器(32)还被编程为:
估计所述生理信号在所述时间段上的噪声和伪影水平;以及
通过对在所述时间段上的所估计的噪声、伪影水平和可用信号的数目进行求和来确定所述生理信号在所述时间段上的所述信号质量。
4. 根据权利要求1所述的医学显示系统(16),其中,所述至少一个处理器(32)还被编程为:
接收跨越所述时间段的所述患者的另一生理信号,所述生理信号和所述另一生理信号描述用于诊断常见生理状况的特征;
估计所述生理信号和所述另一生理信号在所述时间段上的噪声和伪影水平;以及
通过对在所述时间段上的所估计的噪声和伪影水平进行求和来确定所述生理信号在所述时间段上的所述信号质量。
5. 根据权利要求1所述的医学显示系统(16),其中,所述至少一个处理器(32)还被编程为:
以不足的粒度显示所述生理信号,以识别所述生理信号的诊断特征。
6. 根据权利要求1所述的医学显示系统(16),其中,所述至少一个处理器(32)还被编程为:
显示表示所确定的信号质量的色条或线图,其中,相同的颜色或线图幅度表示相同的信号质量或相同等级的信号质量,并且条的长度对应于时间。
7. 根据权利要求6所述的医学显示系统(16),其中,所述至少一个处理器(32)还被编程为:
显示被重叠在所述色条上的符号的序列,所述符号的序列表示所述生理信号的特征。
8. 根据权利要求1所述的医学显示系统(16),其中,所述至少一个处理器(32)还被编程为:
针对所显示的生理信号中的选定子集,随时间显示所确定的信号质量。
9. 根据权利要求1所述的医学显示系统(16),其中,所述至少一个处理器(32)还被编程为:
使用被放置在所述患者上的多个电极来确定心电图(ECG)信号,其中,所述生理信号为所述ECG信号中的一个。
10. 根据权利要求1所述的医学显示系统(16),其中,所述至少一个处理器(32)还被编程为:
显示所述生理信号的曲线图,独立轴对应于时间并且从属轴对应于信号强度;以及

同时显示针对跨越所述时间段之间的多个时间点的所确定的信号质量。

11.一种用于显示生理信号的医学显示方法(150),所述医学显示方法(150)包括:

接收(152)患者的生理信号,所述生理信号跨越一时间段;

确定(156)所述生理信号在所述时间段上的信号质量;

使用压缩时间标尺来显示(162)所述生理信号;并且

随时间并邻近所显示的生理信号显示(168)所确定的信号质量。

12.根据权利要求11所述的医学显示方法(150),其中,所述时间段超过1小时。

13.根据权利要求11所述的医学显示方法(150),还包括:

估计(158)所述生理信号在所述时间段上的噪声和伪影水平;并且

通过对在所述时间段上的所估计的噪声和伪影水平进行求和来确定(160)所述生理信号在所述时间段上的所述信号质量。

14.根据权利要求11所述的医学显示方法(150),还包括:

以不足的粒度显示(164)所述生理信号,以识别所述生理信号的诊断特征。

15.根据权利要求11所述的医学显示方法(150),还包括:

显示(170)表示所确定的信号质量的色条,其中,相同的颜色表示相同的信号质量或相同等级的信号质量,并且条的长度对应于时间。

16.根据权利要求11所述的医学显示方法(150),还包括:

使用被放置在所述患者上的多个电极来确定(154)心电图(ECG)信号,其中,所述生理信号为所述ECG信号中的一个。

17.根据权利要求11所述的医学显示方法(150),还包括:

显示(166)所述生理信号的曲线图,独立轴对应于时间并且从属轴对应于信号强度;并且

同时显示(176)针对跨越所述时间段之间的多个时间点的所确定的信号质量。

18.至少一个处理器(32),其被配置为执行根据权利要求11-17中的任一项所述的方法。

19.一种承载有软件的非瞬态计算机可读介质(30),所述软件控制一个或多个处理器(32)执行根据权利要求11-17中的任一项所述的方法。

20.一种用于显示生理信号的图形用户接口(GUI)(24),所述GUI(24)包括:

显示设备(26),其进行以下项目:

使用压缩时间标尺来显示患者的生理信号,所述生理信号跨越一时间段并且以不足的粒度被显示,以在诊断特征、噪声和伪影之间进行区分;以及

随时间显示所述生理信号的信号质量,所述信号质量是邻近所显示的生理信号被显示的。

21.一种用于显示生理信号的医学显示系统(16),所述医学显示系统(16)包括:

接收器单元(152),其被配置为接收患者的生理信号,所述生理信号跨越一时间段;

信号质量单元(156),其被配置为确定所述生理信号在所述时间段上的信号质量;

显示单元(162、168),其被配置为使用压缩时间标尺来显示所述生理信号,并且随时间并邻近所显示的生理信号显示所确定的信号质量。

用于长期生理信号质量指示的方法和显示

技术领域

[0001] 本申请总体上涉及患者监测。本申请具体与长期生理信号质量指示联合应用,并且将具体参考该应用进行描述。然而,应当理解,本申请也应用于其他使用情境并且不必限于前述应用。

背景技术

[0002] 当跨越长期(即,大于1小时,通常为24小时)的生理监测信号(例如,心电图(ECG)信号)对临床医师可用时,寻找代表性子集进行审查以供详细的节律和型态分析能够是具有挑战性的。从压缩时间标尺——在其中能够一次看到几分钟或几小时的信号——不能确定差质量的信号以及节律或型态改变之间的差异。噪声和伪影掩蔽了做出准确诊断所要求的信号特征。另外,扫描信号中看起来可能有临床重要的改变的全部部分太耗费时间。因此,临床医师需要辅助来寻找良好质量的信号,因此能够将搜索限制到仅良好质量的信号。

[0003] 本申请提供了一种克服了这些问题和其他问题的新的且改进的系统和方法。

发明内容

[0004] 根据一个方面,提供了一种用于显示生理信号的医学显示系统。所述医学显示系统包括至少一个处理器,所述至少一个处理器被编程为接收患者的生理信号,所述生理信号跨越一时间段。所述至少一个处理器还被编程为确定所述生理信号在所述时间段上的信号质量,使用压缩时间标尺来显示所述生理信号,并且随时间并邻近所显示的生理信号显示所确定的信号质量。

[0005] 根据另一方面,提供了一种用于显示生理信号的医学显示方法。所述医学显示方法包括接收患者的生理信号,所述生理信号跨越一时间段。另外,所述方法包括确定所述生理信号在所述时间段上的信号质量,使用压缩时间标尺来显示所述生理信号,并且随时间并邻近所显示的生理信号显示所确定的信号质量。

[0006] 根据另一方面,提供了一种用于显示生理信号的图形用户接口(GUI)。所述GUI包括显示设备,所述显示设备使用压缩时间标尺来显示患者的生理信号。所述生理信号跨越一时间段并且以不足的粒度被显示,以在诊断特征、噪声和伪影之间进行区分。所述显示设备随时间还显示所述生理信号的信号质量,所述信号质量是邻近所显示的生理信号被显示的。

[0007] 根据另一方面,提供了一种用于显示生理信号的医学显示系统。所述医学显示系统包括接收器单元,所述接收器单元被配置为接收患者的生理信号,所述生理信号跨越一时间段。另外,所述医学显示系统包括信号质量单元,所述信号质量单元被配置为确定所述生理信号在所述时间段上的信号质量。更进一步,所述医学显示系统包括显示单元,所述显示单元被配置为使用压缩时间标尺来显示所述生理信号并且随时间并邻近所显示的生理信号显示所确定的信号质量。

[0008] 一个优点在于从压缩时间标尺确定信号质量。

[0009] 另一优点在于在压缩时间标尺上将伪影与异常分开。

[0010] 本领域普通技术人员在阅读和理解了下文的详细描述后,将认识到本发明的另外的优点。

附图说明

[0011] 本发明可以采取各种部件和部件的布置,以及各种步骤和步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,并且不得被解释为对本发明的限制。

[0012] 图1图示了包括用于显示长期生理信号的显示系统的医学系统。

[0013] 图2A图示了心电图(ECG)信号和对应的信号质量在压缩时间标尺上随时间的范例显示。

[0014] 图2B在放大时间标尺上图示了图2A的ECG信号中对应于良好信号质量的区域。

[0015] 图2C在放大时间标尺上图示了图2A的ECG信号中对应于一般信号质量的区域。

[0016] 图2D在放大时间标尺上图示了图2A的ECG信号中对应于差的信号质量的区域。

[0017] 图3A图示了ECG信号和对应的信号质量在压缩时间标尺上随时间的另一范例显示。

[0018] 图3B图示了在对良好信号质量的区的选择之后图3A的显示。

[0019] 图3C图示了在对一般信号质量的区的选择之后图3A的显示。

[0020] 图3D图示了在对差的信号质量的区的选择之后图3A的显示。

[0021] 图4图示了用于显示长期生理信号的医学显示方法。

具体实施方式

[0022] 参考图1,医学系统10包括心电图机12,所述心电图机12使用电极 V_{1-6} 、RA、LA、RL、LL来无创测量患者14的心脏的电活动。每个电极 V_{1-6} 、RA、LA、RL、LL被放置在患者14上在某个容限内的医学恰当的位置处。从这些电极 V_{1-6} 、RA、LA、RL、LL,测量和/或导出导联(即,电势差)。通常,心电图机12为三、五、十二、十五、十六或EASI十二导联心电图机中的一种。

[0023] 如所图示的,心电图机14为十二导联心电图机,其采用十个电极 V_{1-6} 、RA、LA、RL、LL以测量心脏的电活动。右腿电极RL充当针对其他电极 V_{1-6} 、RA、LA、LL的接地。导联I是从右臂电极RA到左臂电极LA来测量的;导联II是从右臂电极RA到左腿电极LL来测量的;并且导联III是从左臂电极LA到左腿电极LL来测量的。确定的右臂电极RA、左臂电极LA和左腿电极LL的平均电压V(即,Wilson中心电端)。其他九个导联包括从V与电极 V_{1-6} 之间的电势差导出的六个心前区导联以及从导联I、II和III的组合导出的三个加压肢体导联aVR、aVL和aVF。

[0024] 医学系统10还包括显示系统16,所述显示系统16用于显示长期生理信号。长期生理信号为跨越多于1小时时间段的生理信号。心电图(ECG)信号和基于阻抗的呼吸信号通常跨越多于1小时时间段并且因此通常为长期生理信号。

[0025] 显示系统16在长期上(即,多于1小时)实时接收一个或多个有关的生理信号,或者接收描述在长期上的有关的生理信号的历史数据集。有关的生理信号为描述相同的生理现象但来自不同的视角的信号,或者为用于诊断诸如心律失常的常见生理状况的信号。例如,对应于不同导联的ECG信号描述相同的生理现象(即,心脏的电活动),但来自不同的角度。如所图示的,显示系统16从心电图机22接收ECG信号。然而,预期生理信号的其他来源。

[0026] 在显示系统12实时接收生理信号时,显示系统12的信号记录器18随着生理信号被接收而将生理信号记录在显示系统12的储存存储器20中。在其他方面,信号记录器18将历史数据集记录在储存存储器20中。

[0027] 噪声水平概括器22随时间确定生理信号的信号质量。对信号质量的确定是对人类读者利用生理信号做出准确诊断的能力的判断。生理信号的诊断特征被伪影掩蔽地越多并且伪影水平越高,对人类读者而言越难做出准确诊断。另外,噪声水平越高,诊断错误的概率越高,并且人类读者将不能够诊断异常状况的概率就越高,特别是当异常状况基于生理信号的细微特征时。

[0028] 信号质量能够根据任意数目的公知方法来确定。然而,所确定的信号质量通常为针对生理信号的全部或子集的组合噪声水平。另外,能够实时地或在需要信号质量时根据需求确定信号质量。更进一步,信号质量能够随着其被确定而被存储在储存存储器20中。

[0029] 根据用于确定生理信号的信号质量的一种方法,针对生理信号中的每个,估计生理信号中的全部随时间的噪声和伪影水平。例如,针对ECG信号,针对信号中的每个单独地估计随时间的肌肉伪影和基线漂移。使用噪声和伪影水平估计,通过随时间对在全部生理信号上的噪声和伪影水平估计结果进行求和来确定生理信号随时间的组合噪声水平。在一些实例中,将滞后和/或平滑化使用在随时间的组合噪声水平上,以防止组合噪声水平中快速、短暂的改变。随时间的组合噪声水平然后能够被用作针对生理信号的信号质量。

[0030] 根据用于确定生理信号的信号质量的另一方法,针对子集中的每个生理信号,估计生理信号子集随时间的噪声和伪影水平。这适当地如以上所述地执行。另外,适当地选择子集中的生理信号以便代表从子集中排除的其他生理信号。在估计噪声和伪影水平之后,通过随时间对在子集中的全部生理信号上的噪声和伪影水平估计结果进行求和来确定生理信号子集随时间的组合噪声水平。如上,能够将滞后和/或平滑化使用在随时间的组合噪声水平上。随时间的组合噪声水平然后能够被用作针对生理信号的信号质量。

[0031] 在一些实例中,生理信号中的一个或多个可能暂时地不可用(例如,电极意外断开)。在这样的实例中,当根据前述两种方法中的任一种估计噪声和伪影水平时,这些生理信号中的每个的伪影水平在不可用的时间段上为零,并且这些生理信号中的每个的噪声水平在不可用的时间段上为预定噪声水平或信号的水平。备选地,这些生理信号中的每个的噪声水平在不可用的时间段上为零,并且这些生理信号中的每个的伪影水平在不可用的时间段上为预定伪影水平或信号的水平。

[0032] 当信号中的一个不可用时,信号质量应当低于其本来将会是信号质量。可用的信号越多,信号质量应当越高。作为范例,当没有可用的信号时,信号质量应当是差的。针对前面的用于确定总体信号质量的方法,这方面的结果通过以下方式适当地实现:设定预定噪声或伪影水平,以便在信号不可用时惩罚总体信号质量。备选地,针对前面的用于确定总体信号质量的方法,对噪声和伪影水平估计结果的总和还能够包括不可用信号(或可用信号)的数目。

[0033] 显示系统的图形用户接口(GUI)24允许显示系统16的用户与显示系统16交互。GUI 24使用显示系统16的显示设备26向用户显示多个图形元素。使用显示系统16的用户输入设备28,GUI 24允许用户操纵这些图形元素。通过对这些图像元素的操纵,用户能够控制显示系统16的各方面。

[0034] GUI 24允许显示系统16的用户使用压缩时间标尺随时间显示生理信号(即,生理信号的特征,例如,信号强度)。通常,在任意给定的时间时仅显示生理信号中的一个。当显示生理信号时,通常同时显示信号的整体。然而,也预期仅同时显示信号的选定子集。为了显示生理信号的部分(即,整体或选定子集),通常利用对应于信号水平的垂直轴和对应于时间的水平轴用曲线图表示该部分。当信号的该部分到达行的端部时,信号另起新的一行,通常就在该行下面。行沿水平轴从显示区的一端延伸到显示区的相反端(针对大多数情况从左到右)。

[0035] 如在本文中所使用的,时间标尺对应于显示的单位(例如,像素)与时间的单位(例如,秒或分钟)的比率。例如,时间标尺能够为100像素比1分钟。另外,如在本文中所使用的,压缩时间标尺为这样的时间标尺:其小于要分析寻求特征(例如,诊断特征)所需要的时间标尺。例如,假设最小需要1000像素比1分钟的时间标尺来提供用于识别良好、一般和差的信号质量的足够粒度,则压缩时间标尺将为小于1000像素比1分钟的时间标尺。更进一步,放大时间标尺是相对于另一时间标尺的(通常为被显示信号的时间标尺)并且为大于其他时间标尺的时间标尺。

[0036] 当随时间显示生理信号时,随时间显示生理信号的部分(即,整体或选定子集)的信号质量。在显示针对被显示生理信号的整体信号质量时,在与所显示的生理信号相同的时间标尺上,邻近生理信号并且在时间上与生理信号对齐地显示信号质量。在显示被显示的生理信号的选定子集的信号质量时,在与所显示的生理信号相比的放大时间标尺上,邻近选定部分显示信号质量。通常,放大时间标尺为使得信号质量跨越显示区的宽度的时间标尺。

[0037] 能够采用用于以图形方式表示随时间的信号质量的任意数目的方法。在一些实例中,随时间的信号质量被表示为色条,其中,相同的颜色表示相同的信号质量或相同等级的信号质量。例如,绿色、浅绿色和灰色能够分别用于表示良好、一般和差的信号质量。也预期对颜色的备选方案,例如,高度。在一些实例中,随时间的信号质量被表示为线图,其中,相同的线图幅度表示相同的信号质量或相同等级的信号质量。能够通过将信号质量与对应于不同等级的信号质量水平的范围进行比较来确定信号质量的等级。例如,信号质量的值的范围能够被划分成三个,这三个范围对应于良好、一般和差的信号质量。另外,在一些实例中,随时间的信号质量被表示为表示信号质量或信号质量的等级的符号的序列和/或符号的图案。例如,不同的符号和/或符号的图案能够用于表示良好、一般和差的信号质量。更进一步,在一些实例中,利用符号的序列和/或符号的图案显示色条,所述符号的序列和/或符号的图案表示影响被重叠在其上或在时间上与之对齐的信号质量的特征。例如,针对诊断ECG,这些相关的特征能够包括患者仰卧位以及在躯干或四肢上的电极位置。

[0038] GUI 24还允许用户选择信号质量表示的区,以在放大时间标尺上观看生理信号的对应部分(全部或子集)。例如,在以10像素比1分钟显示生理系统的选定部分时,放大时间标尺能够为1000像素比1分钟。更进一步,能够随时间显示生理信号的对应部分。例如,在显示ECG信号时,能够以每秒25毫米的速率(对应于走纸速度)显示生理信号中的选定部分。

[0039] 参考图2A-2D,图示了随时间对ECG信号52和对应的信号质量54的范例显示50。ECG信号52对应于十二导联心电图机的导联II。垂直轴对应于信号水平(以 10^{-2} 毫伏为单位)并且水平轴对应于时间(以秒为单位)。图2A图示了在压缩时间标尺上随时间的ECG信号52和

对应的信号质量54。在该时间标尺中,能够推断出差的信号质量,但不能确定良好质量与一般质量之间的差异。因此,表示信号质量54的色条56有利地允许在差、良好和一般信号质量之间的区别。色条56例如包括对应于良好、一般和差的信号质量的三种不同颜色(例如,绿色、浅绿色和灰色)。

[0040] 出于图示性的目的,利用图2A中的方框来识别ECG信号52中对应于良好、一般和差的信号质量的区域58、60、62。能够看出,每个区域58、60、62对应于色条56上的不同颜色,颜色表示区域的信号质量。图2B-2D使用放大时间标尺来图示这些区域58、60、62。在这方面,图2B-2D分别对应于良好、一般和差的信号质量。

[0041] 参考图3A,图示了对ECG信号102,以及针对ECG信号102中的选定区域106的信号质量104的范例显示100。如所图示的,所显示的信号质量的区域106通常是通过在ECG信号102中期望针对其显示信号质量104的区域106周围移动或绘制方框来选择的。预期用于选择区域106的其他方法。

[0042] ECG信号102对应于十二导联心电图机的导联II。信号质量104不仅取决于所显示的ECG信号102,而且还取决于其他看不到的ECG信号。另外,使用医学领域中常常使用的压缩时间标尺并在多个行上显示ECG信号102,其中,行的垂直轴对应于信号水平并且线的水平轴对应于时间。能够看出,在ECG信号102中难以看到噪声水平。

[0043] 使用放大时间标尺来显示信号质量104,所述放大时间标尺使用显示区的全宽度来显示针对选定区域106的信号质量104。另外,信号质量104由两个色条108、110表示。色条108、110中的每个均包括例如对应于良好、一般和差的信号质量的三种不同颜色(例如绿色、浅绿色和灰色)。另外,色条108、110中的每个描述用于确定信号质量的不同方法。被标记为“12导电SQI”的第一色条108表示使用根据以上方法的十二导联心电图机的ECG信号中的全部(即,全部十二个ECG信号)确定的信号质量。被标记为“ECG SQI”的第二色条110表示使用根据以上方法的十二导联心电图机的ECG信号的子集(即,小于十二个ECG信号)确定的信号质量。

[0044] 符号的序列和/或符号的图案112(即,散列)被显示为被重叠在第一色条108上。散列图案指示十二个ECG信号为诊断ECG信号(即,从10个电极生成的),而缺乏散列图案则指示十二个ECG信号为EASI ECG信号(即,从5个电极生成的)。

[0045] 参考图3B-3C,在选择色条108、110的区后,所显示的ECG信号102被替换为针对所选区的生理信号的全部的显示。如所图示的,示出了标准12导联ECG视图。在这方面,在预定时间段(例如,10秒)内随时间显示十二个ECG信号。图3B图示了在对良好信号质量的区的选择之后的显示100。由于噪声水平总体上为低并且全部导联都可用,因此在该情况中的信号质量为良好。图3C图示了在对一般信号质量的区的选择之后的显示100。由于在许多导联上的高水平的肌肉伪影,因此在该情况中的信号质量为一般。图3D图示了在对差的信号质量的区的选择之后的显示100。由于诊断解读所要求的许多导联丢失,因此在该情况中的信号质量为差。即,胸部导联V₂至V₆丢失。

[0046] 鉴于以上,应当认识到,显示系统12具体与常常受噪声或伪影干扰的生理信号联合应用,所述噪声或伪影限制了信号的有用性。通过邻近生理信号显示信号质量,显示系统12帮助挑选有用的子集,从而减少用于寻找有用子集的时间。

[0047] 返回参考图1,信号记录器18、噪声水平概括器22和图形用户接口24中的每个被适

当地实施为被存储在显示系统16的程序存储器30上并由显示系统16的至少一个处理器32运行的处理器可执行指令。然而,也预期信号记录器18、噪声水平概括器22和图形用户接口24的功能中的至少一些被实施在硬件中,而不使用可编程处理器。例如,噪声水平概括器22能够被实施在专用集成电路(ASIC)或现场可编程门阵列(FPGA)中。

[0048] 另外,显示系统16也能够整体上或部分地与随时间显示长期生理信号的其他设备和/或系统(例如,ECG监测和动态心电图监测系统)集成,特别是在其中用户需要挑选生理信号中的小的子集并出于诊断目的在大得多的时间标尺上观看信号的那些设备和/或系统。例如,显示系统16能够整体上与心电图机12集成。作为另一范例,信号记录器18能够与心电图机12集成,使得显示系统16从心电图机12接收存储的数据。

[0049] 参考图4,提供了用于显示生理信号的医学显示方法150。方法150适当地由图1的显示系统16执行。例如,方法150能够由被存储在显示系统16的程序存储器30中并由显示系统的至少一个处理器32运行的处理器可执行指令来实施。

[0050] 根据方法150,接收152患者的一个或多个生理信号。生理信号中的每个都跨越一段时间段,通常为24小时但至少超过1小时。在接收多个生理信号时,生理信号中的每个都适当地描述用于诊断常见生理状况(对其他生理信号是常见的)的特征。在某个实例中还使用被放置在患者上的多个电极来确定154一个或多个ECG信号。在这些实例中,所接收的生理信号能够对应于ECG信号。

[0051] 确定156生理信号在时间段上的信号质量。在一些实例中,确定156包括估计158生理信号在时间段上的噪声和伪影水平,以及通过对在时间段上的所估计的噪声和伪影水平进行求和来确定160生理信号在时间段上的信号质量。

[0052] 使用压缩时间标尺来显示162生理信号中的一个。在一些实例中,显示162包括以不足的粒度显示164生理信号,以识别生理信号的诊断特征。另外,在一些中,显示162包括显示166生理信号的曲线图,独立轴对应于时间并且从属轴对应于信号强度。

[0053] 另外,随时间并邻近所显示的生理信号显示168所确定的信号质量。在一些实例中,显示168包括显示170表示所确定的信号质量的色条,其中,相同的颜色表示相同的信号质量或相同等级的信号质量,并且条的长度对应于时间。另外,在一些实例中,显示168包括显示172被重叠在色条上的符号的序列,符号的序列表示生理信号的特征。更进一步,在一些实例中,显示168包括针对所显示的生理信号中被显示的选定子集,随时间显示174所确定的信号质量。此外,在一些实例中,显示168包括同时显示176针对跨越时间段之间的多个时间点的所确定的信号质量。

[0054] 如上文所指出的,方法150被适当地实施为处理器可执行指令。然而,也预期能够不使用可编程处理器来整体上或部分地实施上述组成动作(或图示的方框)。另外,组成动作(或图示的方框)能够为独立的“单元”,每个单元对应于执行对应功能的硬件和/或软件。

[0055] 如在本文中所使用的,存储器包括以下中的一种或多种:非瞬态计算机可读介质;磁盘或其他磁性储存介质;光盘或其他光学储存介质;随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)或其他电子存储器设备或芯片或操作性互联芯片组;互联网/内联网服务器等,可以经由互联网/内联网或局域网从所述互联网/内联网服务器检索所存储的指令。另外,如在本文中所使用的,处理器包括以下中的一种或多种:微处理器、微控制器、图形处理单元(GPU)等;用户输入设备包括以下中的一种或多种:鼠标、键盘、触摸屏显示器、按钮、开关、

语音识别引擎等;并且显示设备包括以下中的一种或多种:液晶显示(LCD)显示器、发光二极管(LED)显示器、等离子体显示器、投影显示器、触摸屏显示器等。

[0056] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解前文的具体描述的情况下可以想到修改和替代。本文旨在将本发明解释为包括所有这样的修改和替代,只要它们落入权利要求及其等价方案的范围内。

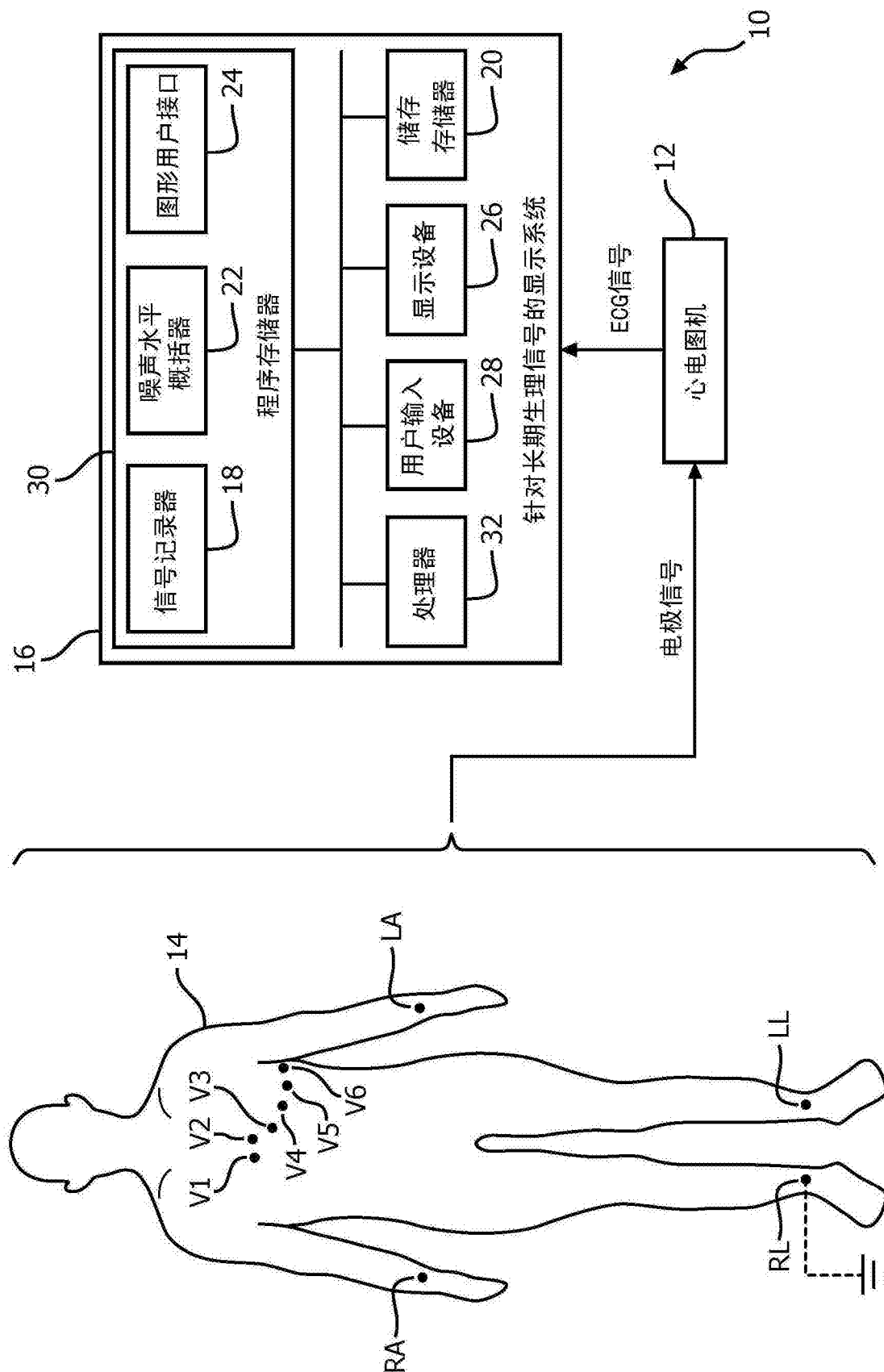


图1

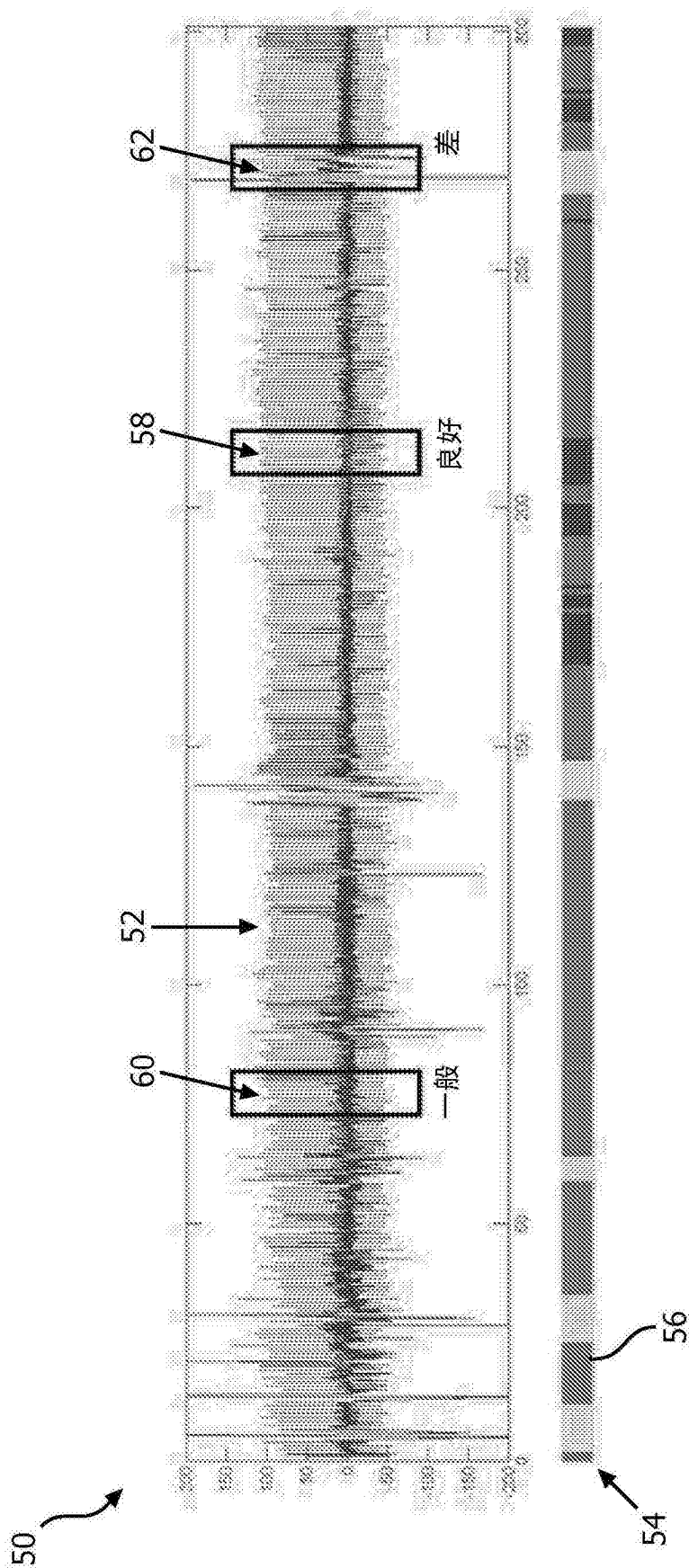


图2A

58

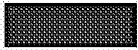
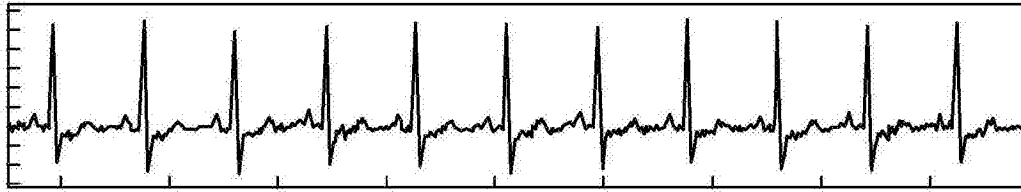
 良好

图2B

60

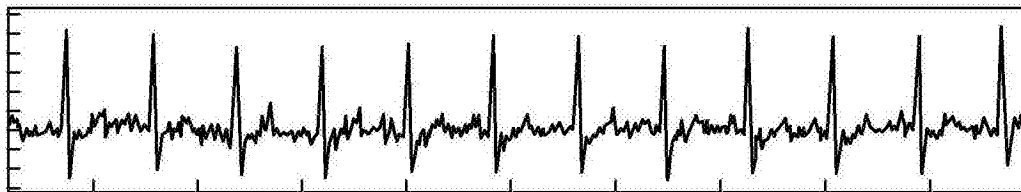
 一般

图2C

62

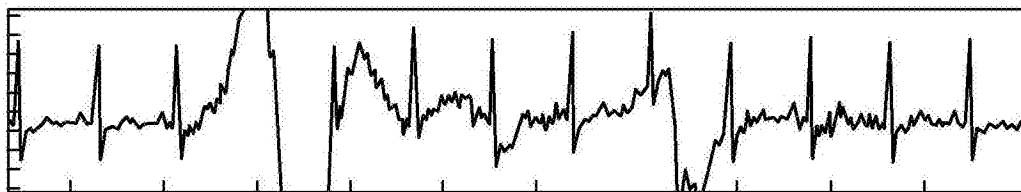
 差

图2D

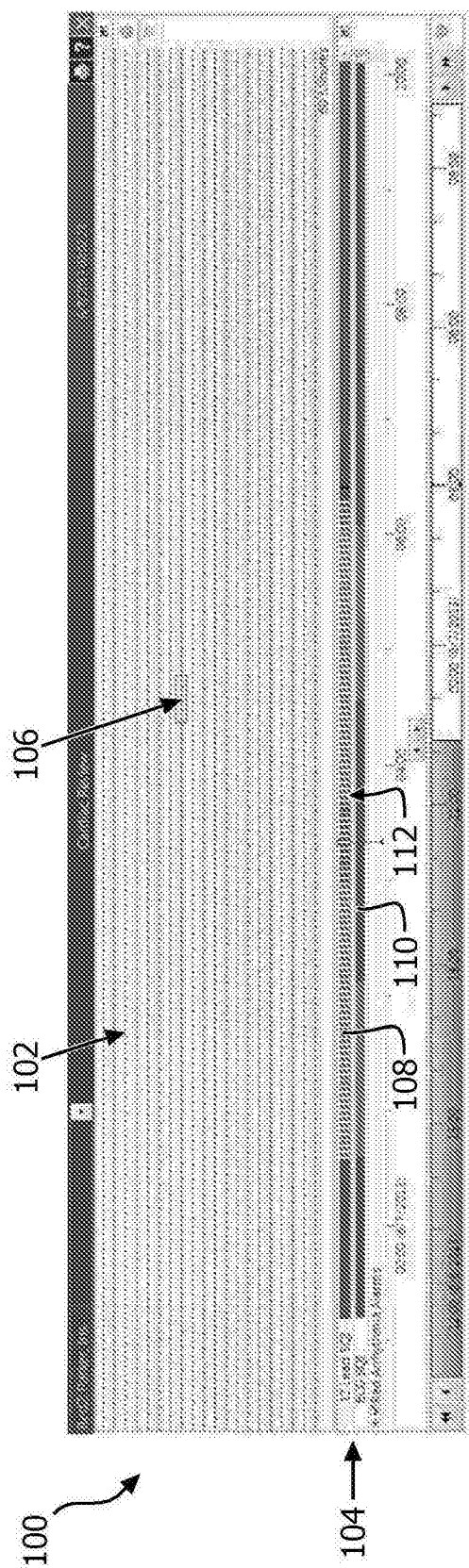


图3A

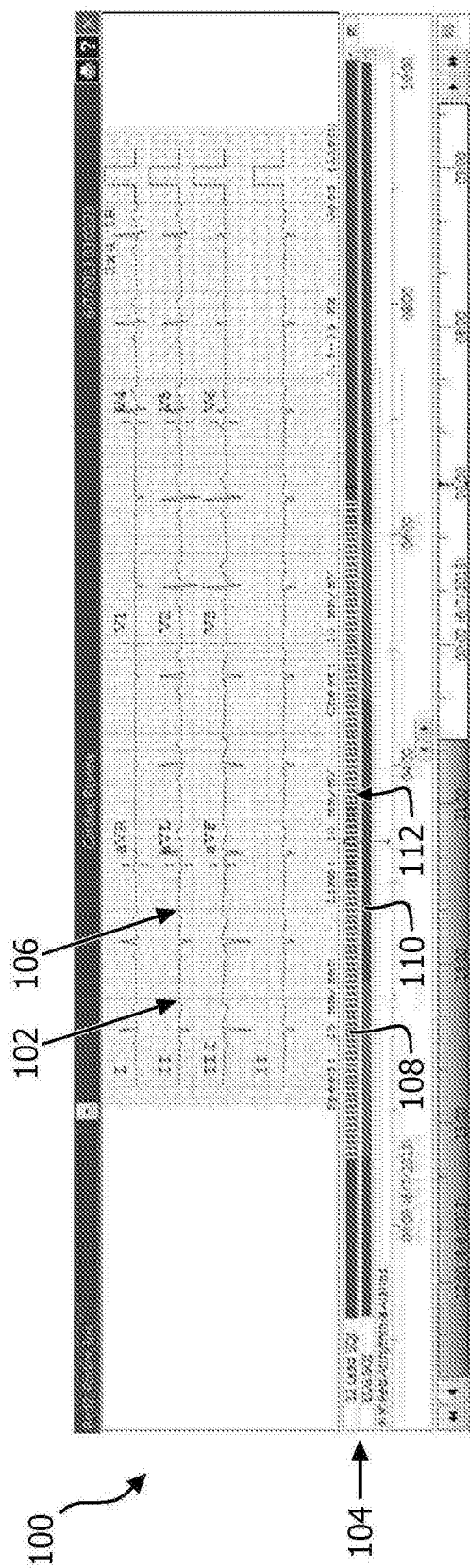


图3B

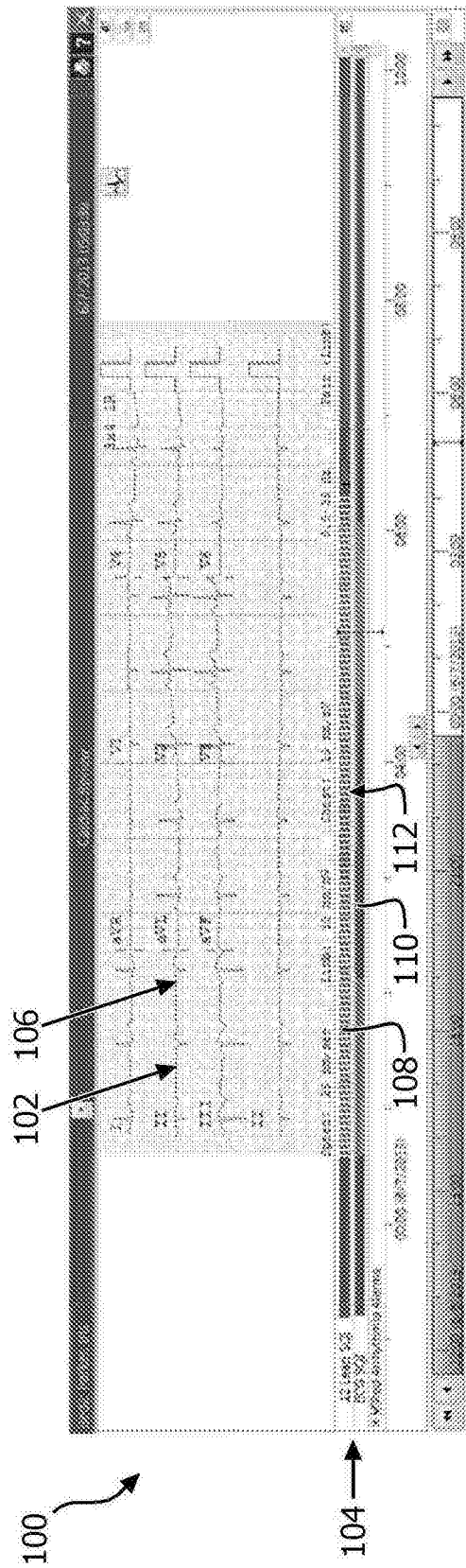


图3C

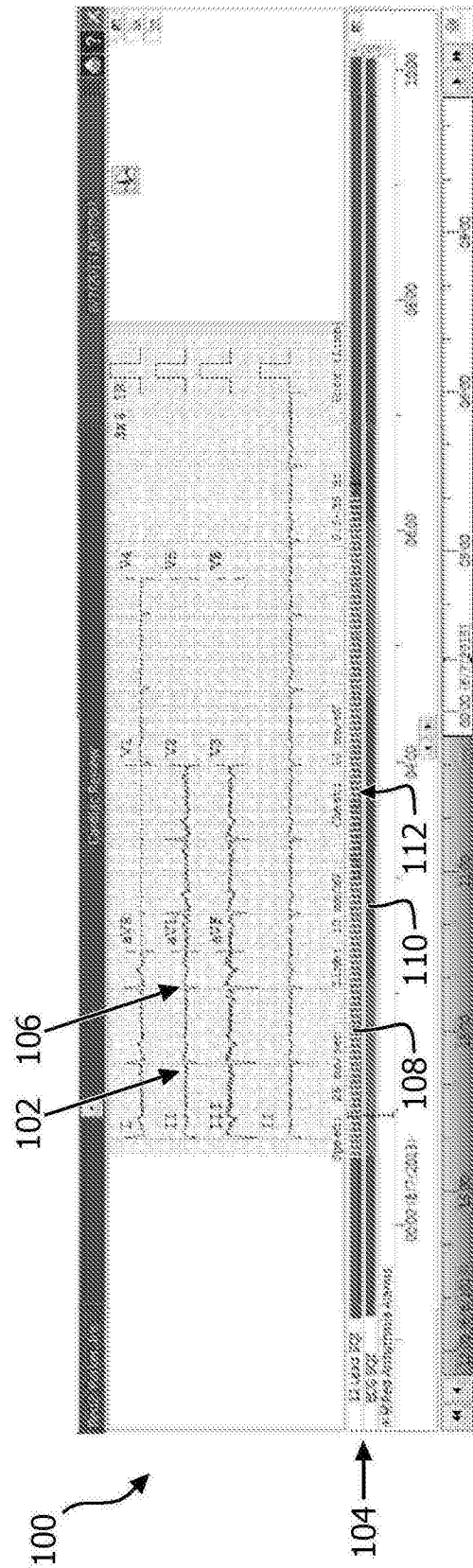


图3D

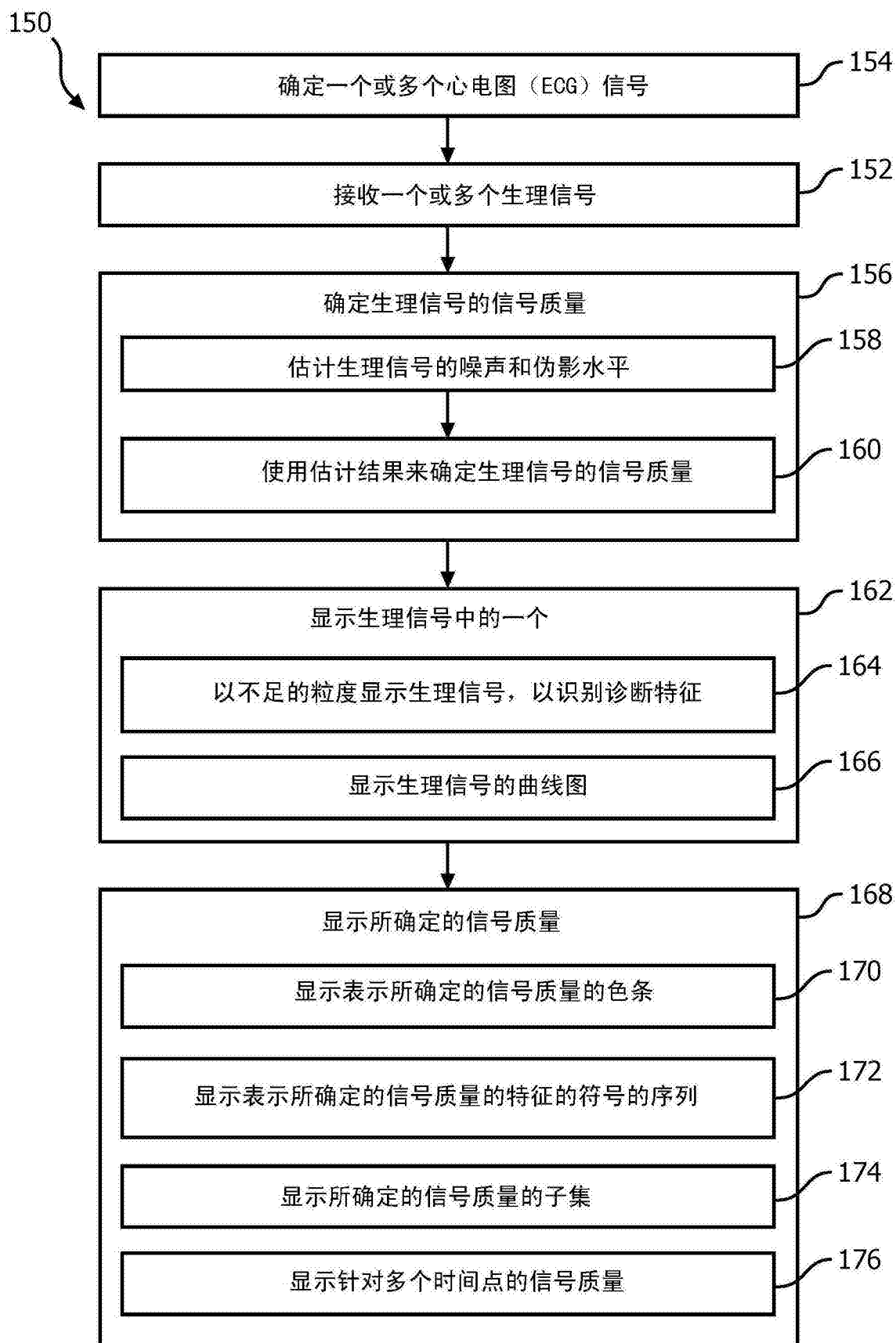


图4