



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109223174 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201810758634.1

(22)申请日 2018.07.11

(30)优先权数据

15/646285 2017.07.11 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 S.奥尔巴赫 G.兹哲曼 M.高尔金

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 姜冰 张金金

(51)Int.Cl.

A61B 18/14(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

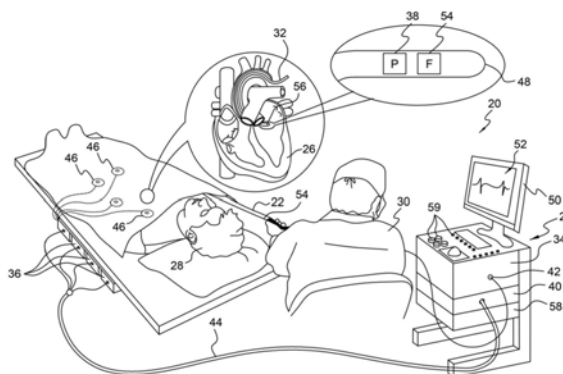
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

实时地在ECG信号中嵌入视觉信息

(57)摘要

本发明题为“实时地在ECG信号中嵌入视觉信息”。本发明提供了包括用于生成增强的心电图(ECG)的方法、系统和设备的实施方案,所述增强的心电图包括嵌入测量电势的描记线中的不同类型补充信息的值的指示值。更具体地,实施方案可包括在取样时间序列收集由心脏产生的电势的第一数据样本以及处理所述数据以计算在多个取样时间的补充信息。基于所述第一数据样本和所述补充信息,呈现在所述取样时间收集的所述电势的描记线。所述描记线可具有所述补充信息的一个或多个嵌入的指示值,所述补充信息响应于在所述取样时间中的每一个取样时间收集的所述第一数据样本而变化。



1. 一种方法,所述方法包括:

在取样时间序列收集由心脏产生的电势的第一数据样本,其中所述第一数据样本由一个或多个电极收集;

至少基于在多个所述取样时间采集的所述第一数据样本中的差值来生成补充信息;

基于所述第一数据样本来生成在所述取样时间收集的所述电势的描记线,其中所述描记线包括折线图;以及

基于所述补充信息来将一个或多个指示值嵌入所述折线图中,其中所述一个或多个指示值响应于在所述取样时间中的每一个取样时间收集的所述第一数据样本而变化。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述一个或多个电极位于插入所述心脏中的探头的远侧端部上。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述一个或多个电极位于所述心脏的外部。

4. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括:

在所述取样时间收集关于所述心脏的第二数据样本;以及

将所述第二数据样本显示为所述一个或多个嵌入的指示值。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中所述第二数据样本包括测量结果,所述测量结果选自自由消融能量、柔性探头的所述远侧端部的位置、由所述远侧端部施加在所述心脏的心内膜组织上的力的测量结果、所述远侧端部与所述心内膜组织之间的接触的性质、由体表电极检测的阻抗的量值和相位、所述心内膜组织的温度、力功率时间积分、冲洗流体参数、S-波、噪声水平和呼吸指示所组成的列表。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述补充信息包括随时间测量的所述电势的度量,诸如实时循环长度稳定性。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中所述一个或多个嵌入的指示值表示所述补充信息的值的相对变化。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述折线图具有包括所述第一数据样本的值的垂直轴线和包括时间的水平轴线。

9. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括:

在所述折线图上生成指示一个或多个事件的发生的图标;以及

在接收选择所述图标的输入时提供有关所述一个或多个事件的信息。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中所述将一个或多个指示值嵌入所述折线图中实时地发生。

11. 一种设备,所述设备包括:

控制台,所述控制台具有一个或多个处理器;和

非暂态计算机可读介质,所述非暂态计算机可读介质存储多个指令,所述指令在被执行时致使所述一个或多个处理器:

在取样时间序列收集由心脏产生的电势的第一数据样本,其中所述第一数据样本由一个或多个电极收集,

至少基于在多个所述取样时间采集的所述第一数据样本中的差值来生成补充信息;

基于所述第一数据样本来生成在所述取样时间收集的所述电势的描记线,其中所述描记线包括折线图;以及

基于所述补充信息来将一个或多个指示值嵌入所述折线图中,其中所述一个或多个指示值响应于在所述取样时间中的每一个取样时间收集的所述第一数据样本而变化。

12. 根据权利要求11所述的设备,其中所述一个或多个电极位于插入所述心脏中的探头的远侧端部上。

13. 根据权利要求11所述的设备,其中所述一个或多个电极位于所述心脏的外部。

14. 根据权利要求11所述的设备,其中所述多个指令在被执行时还致使所述一个或多个处理器收集第二数据样本并且将所述第二数据样本显示为所述一个或多个嵌入的指示值。

15. 根据权利要求14所述的设备,其中所述第二数据样本包括测量结果,所述测量结果选自由消融能量、柔性探头的所述远侧端部的位置、由所述远侧端部施加在所述心脏的心内膜组织上的力的测量结果、所述远侧端部与所述心内膜组织之间的接触的性质、由体表电极检测的阻抗的量值和相位、所述心内膜组织的温度、力功率时间积分、冲洗流体参数、S-波、噪声水平和呼吸指示所组成的列表。

16. 根据权利要求11所述的设备,其中所述补充信息包括随时间测量的所述电势的度量,诸如实时循环长度稳定性。

17. 根据权利要求11所述的设备,其中所述一个或多个嵌入的指示值表示所述补充信息的值的相对变化。

18. 根据权利要求11所述的设备,其中所述折线图具有包括所述第一数据样本的值的垂直轴线和包括时间的水平轴线。

19. 根据权利要求11所述的设备,其中所述指令在被执行时还致使所述一个或多个处理器:

在所述折线图上生成指示一个或多个事件的发生的图标,以及

在接收选择所述图标的输入时提供有关所述一个或多个事件的信息。

20. 根据权利要求11所述的设备,其中所述多个指令在被执行时还致使所述一个或多个处理器:

实时地将所述一个或多个指示值嵌入所述折线图中。

实时地在ECG信号中嵌入视觉信息

发明内容

[0001] 实施方案可包括用于生成增强的心电图 (ECG) 的方法、系统和设备,该增强的心电图可包括嵌入测量电势的描记线中的不同类型辅助数据的值的一个或多个指示值。例如,在取样时间序列由心脏产生电势的第一数据样本,其中第一数据样本从一个或多个体表电极、心内电极或两者收集。可至少基于在多个取样时间采集的第一数据样本中的差值来生成补充信息。基于第一数据样本,可生成在取样时间收集的电势的描记线。描记线可包括折线图。可基于补充信息将一个或多个指示值嵌入折线图中。一个或多个指示值可响应于在取样时间中的每一个取样时间收集的第一数据样本而变化。补充信息还可包括在取样时间收集的相对于患者和/或外科手术的辅助数据的第二数据样本。

附图说明

[0002] 通过以举例的方式结合附图提供的以下具体实施方式可得到更详细地理解,其中:

[0003] 图1是被配置成呈现增强的心电图 (ECG) 图表的医疗系统的示意性图解;

[0004] 图2是示出了与心腔的心内膜组织接触的导管的远侧末端的示意图;

[0005] 图3是示意性地示出了呈现ECG图表的方法的流程图;

[0006] 图4是根据本发明的实施方案示意性地示出呈现包括第二数据样本的ECG图表的方法的流程图;

[0007] 图5是增强的ECG图表的示意图;

[0008] 图6A至图6D是示出可嵌入增强的ECG图表中以指示不同类型补充信息的颜色编码方案的图;并且

[0009] 图7是另一个增强的ECG图表的示意图。

具体实施方式

[0010] 以引用方式并入本专利申请的文献可包括以与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突的方式定义的术语。在任何冲突的情况下,本说明书中的定义应被认为是控制性定义。

[0011] 以下描述整体涉及心电图 (ECG),并且更具体地涉及在单个图表中呈现ECG数据、以及辅助电生理数据和其它患者数据的方法、系统和设备。

[0012] 在医学手术诸如心脏消融期间,通常存在操作者(例如,医师)在执行该手术时监测的同步实时数据流。例如,当使用心内导管在心内组织上执行消融时,操作者可能想要监测实时电生理 (EP) 数据(诸如心电图 (ECG) 数据)和辅助数据(诸如导管的远侧末端的位置和被递送到心脏组织的消融能量)。在一些手术中,可能需要示出从信号解译或解密的信息,诸如连续激活之间的时间和主频。

[0013] 操作者可能需要了解位于显示器的不同区域中示出的信号中的许多实时指示值。通常,这些指示值可为不同类型辅助数据的值,或这些值的相对变化。随着各种不同指示值

的呈现,操作者可能因同时跟踪多个信息来源而负担过重。可能期望实时地将信息中的一些整合进呈现在心电图(ECG)信号(例如,体表和心内)的顶部上的统一视图中,并将其显示为增强的ECG图表。增强的ECG图表可使操作者能够保持专注于包括实时地传输的嵌入的指示值的修改信号,而不是交替地专注于显示器上的不同区域,诸如不同的视图、不同的页面和/或不同的标签,或甚至不同的监测器。

[0014] 在医疗手术中,诸如在心脏组织上的心脏消融,辅助数据可包括从心腔内的心内导管的远侧端部接收的测量结果。这些测量结果的示例可包括但不限于力、组织贴近、心内组织的温度、远侧端部的位置、呼吸指示值、局部激活时间(LAT)值、以及通过导管的远侧端部递送到心内组织的消融能量的测量结果。

[0015] 可将ECG数据作为图表(例如,折线图)呈现在显示器上。可通过将测量结果的值的视觉表示或测量结果的值的相对变化嵌入ECG图表中来将辅助数据呈现给操作者。通过将ECG数据和辅助数据组合到单个图表中,操作者能够通过查看该单个图表来跟踪多个ECG和辅助数据参数。

[0016] 在取样时间序列收集由心脏产生的电势的第一数据样本时,第一数据样本作为ECG图表呈现在显示器上。ECG图表可以是在取样时间收集的电势的描记线。除收集第一数据外,还可在取样时间收集辅助数据的第二数据样本。如下文更详细所述,可由第一数据样本计算补充信息,诸如循环长度(CL)稳定性和/或CL可变性。补充信息还可包括第二数据样本。该补充信息可作为嵌入的描记线呈现在ECG图表上,该ECG图表响应于在取样时间中的每一个取样时间收集的辅助数据而变化。

[0017] 现在参考图1,其示出了可用于生成和显示图表52的医疗系统20的图示。系统20可包括探头22(诸如心内导管)和控制台24。如本文所述,可以理解,探头22用于诊断或治疗处理,诸如用于标出患者28的心脏26中的电势。另选地,加以必要的变更,探头22可用于心脏、肺或其它身体器官中的其它治疗和/或诊断用途以及耳、鼻和喉(ENT)手术。

[0018] 操作者30可将探头22插入患者28的血管系统,使得探头22的远侧端部32进入患者的心脏26的腔室。控制台24可使用磁性位置感测以确定心脏26内的远侧端部32的位置坐标。为了确定位置坐标,控制台24中的驱动电路34可驱动场发生器36以在患者28的体内生成磁场。场发生器36可包括位于患者28的体外的已知位置处的线圈,该线圈可置于患者28的躯干下方。这些线圈可在容纳心脏26的预定工作空间中生成磁场。

[0019] 探头22的远侧端部32内的定位传感器38可响应于这些磁场而生成电信号。信号处理器40可处理这些信号,以便确定远侧端部32的位置坐标,包括定位坐标和取向坐标两者。上文所述的位置感测方法在Biosense Webster Inc.(Diamond Bar, Calif.)生产的CARTO™标测系统中实现,并且在本文引述的专利和专利申请中进行了详细描述。

[0020] 定位传感器38可将指示远侧端部32的定位坐标的信号传输到控制台24。定位传感器38可包括一个或多个微型线圈,并且通常可包括沿着不同轴线取向的多个线圈。另选地,定位传感器38可包括另一种类型的磁传感器或其它类型的位置转换器,诸如基于阻抗的位置传感器或超声波定位传感器。尽管图1示出了具有单个定位传感器38的探头22,但本发明的实施方案可利用不具有定位传感器38的探头和具有不止一个定位传感器38的探头。

[0021] 探头22还可包括容纳在远侧端部32内的力传感器54。力传感器54可测量由远侧端部32施加到心脏26的心内膜组织的力并且生成发送到控制台24的信号。力传感器54可包括

由远侧端部32中的弹簧连接的磁场发射器和接收器,并且可基于对弹簧的挠度的测量生成力的指示。这种探头和力传感器的进一步细节在其公开内容以引用方式并入本文的美国专利申请公布2009/0093806和2009/0138007中有所描述。另选地,远侧端部32可包括可使用例如光纤或阻抗测量的另一种类型的力传感器。

[0022] 探头22可包括联接到远侧端部32并被配置成用作基于阻抗的位置转换器的电极48。除此之外或另选地,电极48可被配置成测量某种生理特性,例如,心脏组织在多个定位中的一个或多个处的局部表面电势。电极48可被配置成施加射频(RF)能量以消融心脏26中的心内膜组织。

[0023] 尽管示例性医疗系统20可被配置成使用基于磁的传感器来测量远侧端部32的位置,但可使用其它位置跟踪技术(例如,基于阻抗的传感器)。磁位置跟踪技术在例如美国专利5,391,199、5,443,489、6,788,967、6,690,963、5,558,091、6,172,499和6,177,792中有所描述,这些专利的公开内容以引用方式并入本文。基于阻抗的位置跟踪技术在例如美国专利5,983,126、6,456,8208和5,944,022中有所描述,这些专利的公开内容以引用方式并入本文。

[0024] 信号处理器40可包括在通用计算机中,该通用计算机具有用于从探头22接收信号并控制控制台24的其它部件的合适的前端和接口电路。信号处理器40可使用软件来编程以执行本文所述的功能。例如,可以经网络将软件以电子形式下载到控制台24,或者软件可设置在非暂态有形介质诸如光学、磁性或电子存储器介质上。另选地,信号处理器40的一些或全部功能可由专用或可编程数字硬件部件执行。

[0025] 在图1的示例中,控制台24还可通过缆线44连接到外部传感器46。外部传感器46可包括可使用例如粘合剂补片将其附接到患者的皮肤的体表电极和/或位置传感器。体表电极可检测由心脏组织的极化和去极化而生成的电脉冲。在使用期间,位置传感器可使用推进的导管定位和/或磁性定位传感器来定位探头22。尽管未在图1中示出,但外部传感器46可嵌入被配置成由患者28佩戴的背心中。外部传感器46可有助于识别和跟踪患者28的呼吸循环。外部传感器46可经由缆线44将信息传输到控制台24。

[0026] 除此之外或另选地,探头22和外部传感器46可经由无线接口与控制台24通信并彼此通信。例如,美国专利6,266,551(该专利的公开内容以引用方式并入本文)尤其描述了一种无线导管,该无线导管不物理连接到信号处理和/或计算设备。而是可将发射器/接收器附接到探头22的近侧端部。发射器/接收器使用无线通信方法(诸如红外(IR)、射频(RF)、无线、蓝牙或声学传输装置)与信号处理和/或计算机设备通信。

[0027] 探头22可配备有可与控制台24中的对应输入/输出(I/O)接口42通信的无线数字接口(未示出)。无线数字接口和I/O接口42可根据本领域已知的任何合适的无线通信标准进行操作,诸如IR、RF、蓝牙、IEEE 802.11系列标准中的一个或HiperLAN标准。外部传感器46可包括集成在柔性基板上的一个或多个无线传感器节点。一个或多个无线传感器节点可包括能够实现本地数字信号处理的无线发射/接收单元(WTRU)、无线电链路和功率源诸如小型化可充电电池。

[0028] I/O接口42可使控制台24能够与探头22和外部传感器46相互作用。基于从外部传感器46接收的电脉冲以及经由医疗系统20的I/O接口42和其它部件从探头22接收的信号,信号处理器40可生成可在显示器50上示出的图表52。

[0029] 在诊断治疗期间,信号处理器40可呈现图表52,并且可将表示图表52的数据存储在存储器58中。存储器58可包括任何合适的易失性和/或非易失性存储器,诸如随机存取存储器或硬盘驱动器。操作者30可以能够使用一个或多个输入装置59来操纵图表52。另选地,医疗系统20可包括在操作者30操纵探头22时操纵控制台24的第二操作者。

[0030] 现在参考图2,其示出了例示与心脏26的心内膜组织70接触的探头22的远侧端部32的示意性详细视图。如上所述,操作者30可推进探头22,使得远侧端部32接合心内膜组织70并且在心内膜组织上施加力F。

[0031] 参考图3,其示出了例示用于呈现增强的ECG图表52的方法概述的流程图,该增强的ECG图表示出了在对心脏26的手术期间收集的ECG数据和补充信息。结合如图2所示的例示与心脏26的心内膜组织70接触的探头22的远侧端部32的图,可最清楚地理解图3的流程图。

[0032] 在初始步骤302中,操作者30可将外部传感器46附接到患者28。如上所述,外部传感器46可包括可附接到患者的皮肤或嵌入背心中的体表电极和/或位置传感器。在步骤304中,操作者30可将探头22插入心脏26的腔室中,其在本文中可称为心腔。

[0033] 在第一收集步骤306中,可收集包括在取样时间序列由心脏26产生的电势的第一数据样本。取样时间序列可为测量电势的离散时间点。取样可周期性地发生,例如,大约每0.125ms取样一次。取样时间序列可发生在一个或多个心律循环内。

[0034] 第一数据样本可由联接到探头22的远侧端部32的电极48采集,并且可被认为是心内心电图(ECG)。除此之外或另选地,第一数据样本可由外部传感器采集,并且可被认为是心内ECG。如上所述,第一数据样本可实时地采集,并且可被发送到信号处理器40。

[0035] 在步骤308中,可由信号处理器40处理第一数据样本以生成补充信息。信号处理器40可累积在多个取样时间的周期内收集的多个第一数据样本,并且可使用这些数据样本来计算补充信息。例如,信号处理器40可使用第一数据样本来计算实时循环长度(CL)稳定性值。在该上下文中,循环长度是在一个ECG通道上的两个连续激活之间的时间差值。可通过确定最后一个CL测量结果与之前测量的CL之间的差值来计算CL稳定性。另选地,可通过确定测量的最后一个CL与预定并可配置数量的先前的CL的平均CL之间的差值来计算CL稳定性。可计算的补充信息的其它示例包括CL变化、连续激活之间的时间差值、激活之间的时间差值的稳定性以及主频。

[0036] 可通过以下方法中的一个或多个来计算CL变化。可通过确定多个连续注释的CL来计算CL变化。可确立这些注释的平均CL。CL变化可被认为是平均CL值与每个单独的CL值之间的差值。应当指出的是,用于确立平均值的连续注释的数目可根据应用而变化。

[0037] 可通过确定来自一个或多个连续注释的CL来计算CL变化。然后可将所确定的CL与下一个连续注释的测量CL进行比较。这些值之间的差值可用于确定CL变化和/或CL稳定性。

[0038] 可通过确定多个连续注释的CL并确立这些注释的显性值(中值)CL来计算CL变化。显性CL值与每个独立的CL值之间的差值可用于确定CL变化和/或CL稳定性。用于确立平均值或中值CL的连续注释的数目可根据应用而变化。

[0039] 可使用频率域分析来确定主频。可将第一数据样本(即ECG信息)处理并分段成具有预定长度(例如,四秒)和预定重叠(例如,三秒)的离散窗。

[0040] 可生成分段的第一数据样本的周期图。该周期图可用于确定分段的第一数据样本

中不同频率的意义以识别固有周期性信号。该周期图可乘以汉宁窗。在一个时间段的开始和结束时,开窗手术可逐渐将不连续性减小至零,以便减小其对最终光谱的影响。可提取主频作为最终光谱的最大值。

[0041] 还可使用pwelch方法计算主频。可将分段的第一数据样本进一步分段。例如,可将四个第二窗分段为附加的具有50%重叠(即,1秒)的8个时间。可求取8个区段的周期图的平均值,以便生成最终光谱。可提取主频作为最终光谱的最大值。

[0042] 为确保主频检测的可靠性,以主频和其相邻频率的功率与2.5Hz至20Hz频宽的功率的比率计算规律性指数。后续分析可包括表明来自通过上文所述的方法确立的主频的高于0.2Hz的规律性指数和低于0.5Hz的偏差的点,以控制主频检测中的模糊性。

[0043] 在步骤310中,第一数据样本可作为收集的电势的描记线呈现在图表中。所收集的电势的描记线图表可包括针对沿水平轴线的时沿垂直轴线绘制电势的第一线条,其中电势被测量为电压V并且时间以秒S为单位测量。

[0044] 在步骤312中,可将补充信息嵌入描记线图表中以形成增强的ECG图表52。可将补充信息与描记线图表组合,使得补充信息呈现在描记线图表上,并且以不同颜色、不同阴影或不同粗细度来指示不同值。可以连续的或离散的时间点将补充信息叠加在描记线图表上。补充信息可显示为嵌入描记线图表中的数据点。当采集第一数据样本时,可实时地呈现补充信息。可在下文进一步详细描述增强的ECG图表52。信号处理器40可将第一数据样本和补充信息保存到存储器58。

[0045] 现在参考图4,其示出了例示用于呈现增强的ECG图表52的方法的概述的流程图,该增强的ECG图表示出了在对心脏26的手术期间收集的ECG数据和包括第二数据样本的补充信息。结合如图2所示的例示与心脏26的心内膜组织70接触的探头22的远侧端部32的图,可最清楚地理解图4的流程图。

[0046] 在初始步骤402中,操作者30可将外部传感器46附接到患者28。如上所述,外部传感器46可包括可附接到患者的皮肤或嵌入背心中的体表电极和/或位置传感器。在步骤404中,操作者30可将探头22插入心脏26的腔室中,其在本文中可称为心腔。

[0047] 在第一收集步骤406中,可收集包括在取样时间序列由心脏26产生的电势的第一数据样本。取样时间序列可为测量电势的离散时间点。取样可周期性地发生,例如,大约每0.125ms取样一次。取样时间序列可发生在一个或多个心律循环内。

[0048] 第一数据样本可由联接到探头22的远侧端部32的电极48采集,并且可被认为是心内心电图(ECG)。除此之外或另选地,第一数据样本可由外部传感器采集,并且可被认为是心内ECG。如上所述,第一数据样本可实时地采集,并且可被发送到信号处理器40。

[0049] 在步骤408中,可收集相对于患者28和心脏26的第二数据样本。可在取样时间同时收集第一数据样本和第二数据样本。第二数据样本可包括从安装在探头22的远侧端部32中的一个或多个传感器接收的测量结果。例如,当操作者30推进探头22时,使得远侧端部32接合心内膜组织70并且在心内膜组织上施加力“F”,第二数据样本可包括从指示力F的力传感器54接收的力测量结果。

[0050] 信号处理器40可从控制台24的探头22或其它元件接收的第二数据样本的附加示例可包括但不限于以下测量结果。一个示例可以是由外部传感器46中的表面电极检测的阻抗的量值和相位。另一个示例可以是远侧端部32的位置。从定位传感器38接收的位置信号

可指示远侧末端32与心内膜组织70之间的距离。

[0051] 另一个示例可以是远侧端部32与心内膜组织70之间的接触的性质,如由从力传感器54接收的力信号所指示的那样。接触的性质可包括力F的量值和方向。另一个示例可以由电极48递送到心内膜组织的消融能量的测量结果。通常,消融能量在消融手术期间改变。

[0052] 另一个示例可以是指示消融能量被递送到心内膜组织的开始时间和结束时间。另一个示例可以是冲洗参数,诸如指示探头22将冲洗流体递送到心内膜组织70的开始时间和结束时间,以及冲洗流体的压力和温度。

[0053] 另一个示例可以是与远侧末端接触的心内膜组织的温度。另一个示例可以是力功率时间积分(FPTI)。FPTI可为表示在消融期间力功率时间积分的标量值。在消融手术期间,FPTI值指示消融病变的性质。

[0054] 在步骤410中,可由信号处理器40处理第一数据样本和第二数据样本以生成补充信息。信号处理器40可累积在多个取样时间的周期内收集的多个第一数据样本,并且可使用这些数据样本来计算补充信息。上文参考图3描述了可从第一数据样本生成的补充信息的示例。除此之外或另选地,补充信息可基于第二数据样本的测量值。

[0055] 在步骤412中,第一数据样本可作为收集的电势的描记线呈现在图表中。所收集的电势的描记线图表可包括针对沿水平轴线的时间内沿垂直轴线绘制电势的第一线条,其中电势被测量为电压V并且时间以秒S为单位测量。

[0056] 在步骤414中,可将补充信息嵌入描记线图表中以形成增强的ECG图表52。可将补充信息与描记线图表组合,使得补充信息呈现在描记线图表上,并且以不同颜色、不同阴影或不同粗细度来指示不同值。可以连续的或离散的时间点将补充信息叠加在描记线图表上。补充信息可显示为嵌入描记线图表中的数据点。当采集第一数据样本时,可实时地呈现补充信息。嵌入的特征可响应于在取样时间中的每一个取样时间收集的第二数据样本而变化。可在下文进一步详细描述增强的ECG图表52。信号处理器40可将第一数据样本、第二数据样本和补充信息保存到存储器58。

[0057] 现在参考图5,其示出了例示增强的ECG图表52的图。信号处理器40可将增强的ECG图表52呈现为具有表示补充信息的区域(具有不同颜色、不同粗细度和不同数据点)的折线图,该补充信息以易于读取的形式嵌入描记线图表。增强的ECG图表52可包括针对沿水平轴线x的时间沿垂直轴线y绘制电势的线条80,其中电势被测量为电压V并且时间以秒S为单位测量。

[0058] 嵌入ECG信号中的一条或多条信息可具有叠加在第一实时数据流上的可选第二实时数据流。例如,当实时地显示一条ECG信号时,可将实时CL稳定性嵌入该信号上。可以正弦波示出循环不稳定性。在一个实施方案中,可通过将数据叠加到ECG信号上来嵌入补充信息。在另一个实施方案中,可以不同的颜色来显示补充信息。在另一个实施方案中,可以嵌入ECG信号上的数据点来显示补充信息。

[0059] 信号处理器40可改变增强的ECG图表52的颜色、阴影和粗细度,以便指示补充信息的值。例如,当操作者30将远侧端部32压靠心内膜组织70时,信号处理器40可基于力F可将线条80的颜色从绿色504(表示较小的力)改变为红色506(表示较大的力)。在另一个示例中,当嵌入实时CL稳定性时,红色506可指示较低稳定性并且绿色504可指示较高的稳定性。在另一个示例中,信号处理器40可改变线条80的颜色,以便指示探头22的远侧端部32与

心内膜组织70之间的距离。例如,当远侧端部32运动靠近心内膜组织70并接合心内膜组织70时,信号处理器40可将线条的颜色从绿色504改变为红色506。

[0060] 可在增强的ECG图表52上的一个或多个注释中使用颜色编码。一个或多个注释可用作为操作者30标出重要时刻的标记。每个心脏循环508(在图5中可以垂直线条指示)可发生一次颜色编码和注释。心脏循环速率可根据患者的状况而变化。沿一个或多个注释的每个颜色编码区段的长度可足够长以使操作者30注意但又足够短而不会与另一个区段合并。除此之外或另选地,信号处理器40可改变增强的ECG图表52的粗细度以便指示第二数据样本的值。

[0061] 现在参考图6A至图6D,其示出了例示可嵌入在增强的ECG图表52中以指示不同类型补充信息的颜色编码方案的图。应当指出的是,尽管附图以灰度示出,但实施方案可使用人眼可见的全色谱。

[0062] 图6A示出了可指示CL稳定性和/或CL变化的颜色编码方案。在连续色谱的一端(例如,在红色602、橙色604、黄色606、绿色608、蓝色610和紫色612的范围内),红色602可指示高CL稳定性。在连续色谱的另一端,紫色612可指示低CL稳定性。另外,在连续色谱的一端,红色602可指示高CL变化。在连续色谱的另一端,紫色612可指示低CL变化。

[0063] 图6B示出了可指示主频的颜色编码方案。在连续色谱的一端(例如,在红色602、橙色604、黄色606、绿色608、蓝色610和紫色612的范围内),红色602可指示高主频。在连续色谱的另一端,紫色612可指示低主频。

[0064] 图6C示出了可指示探头22对心脏组织的力的颜色编码方案。如上所述,可由探头22的远侧端部32上的一个或多个传感器提供力值。在连续色谱的一端(例如,在红色602、橙色604、黄色606、绿色608、蓝色610和紫色612的范围内),红色602可指示高力值。在连续色谱的另一端,紫色612可指示低力值。

[0065] 图6D示出了可指示呼吸循环的颜色编码方案。如上所述,一个或多个外部传感器46可跟踪胸部运动以确定呼吸循环。在两种颜色之间(例如,在黄色606到橙色604的范围内)的连续色谱的一端,黄色606可指示呼气终点。在连续色谱的另一端,橙色604可指示吸气终点。

[0066] 现在参考图7,其示出了例示另一个增强的ECG图表52的图。可以一系列水平线条将补充信息呈现在描记线图表上线条80的上方,而不是使用上文所述的颜色编码方案来指示补充信息不同值。每个注释上方可包括水平线条。可以不同长度的水平线条来表示补充信息不同值。例如,可用较长的线条702指示较大的值(例如,高力值)并且可用较短的线条704指示较小的值(例如,低力值)。

[0067] 尽管上文以特定组合的方式描述了特征和元件,但本领域的普通技术人员将会知道,可单独或以与其它特征和元件的任何组合方式使用每个特征或元件。另外,本文所述的方法可在并入计算机可读介质中的计算机程序、软件或固件中实现,由计算机或处理器来执行。计算机可读介质的示例包括电子信号(通过有线或无线连接传输)和计算机可读存储介质。计算机可读存储介质的示例包括但不限于只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、寄存器、高速缓冲存储器、半导体存储器装置、磁性介质诸如内部硬盘和可移动盘、磁光介质以及光学介质诸如CD-ROM盘和数字通用盘(DVD)。

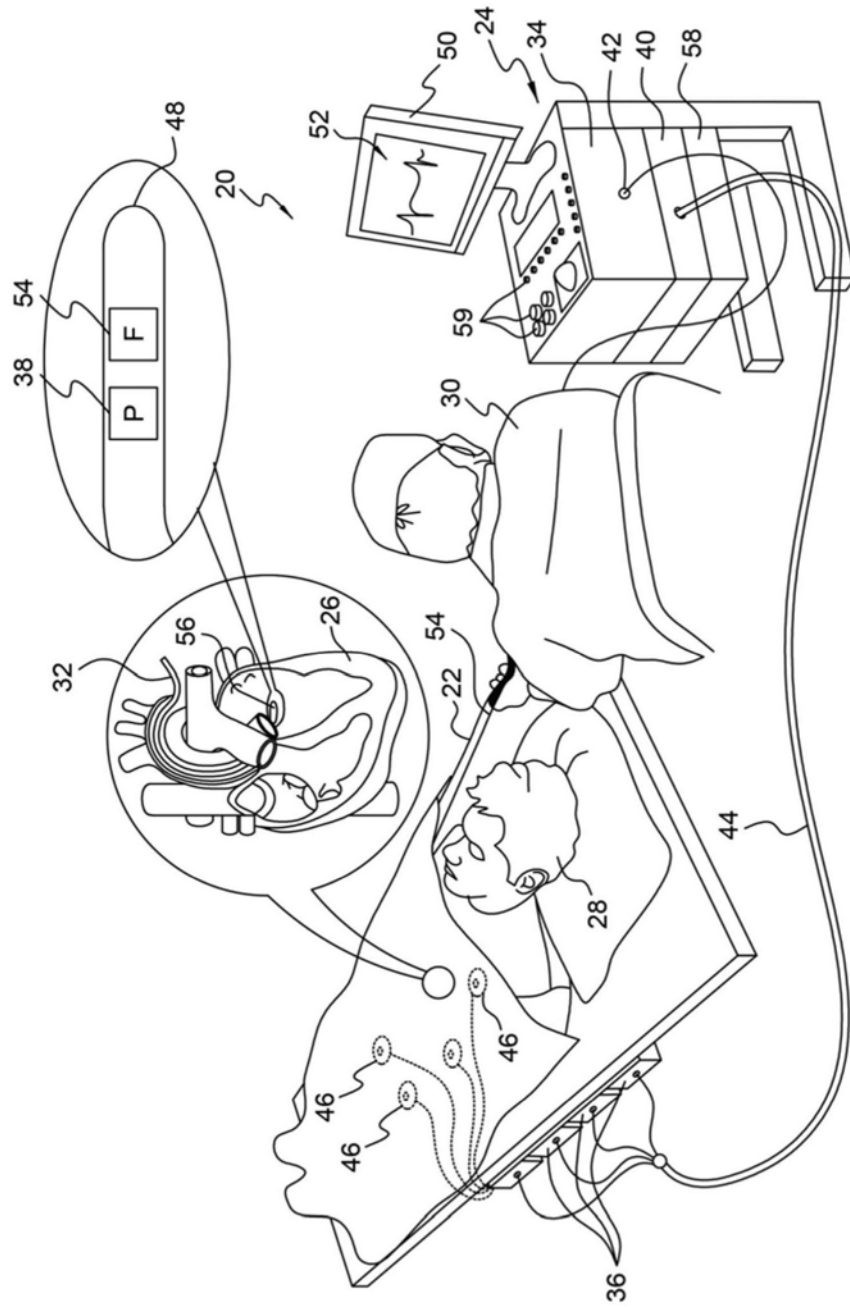


图1

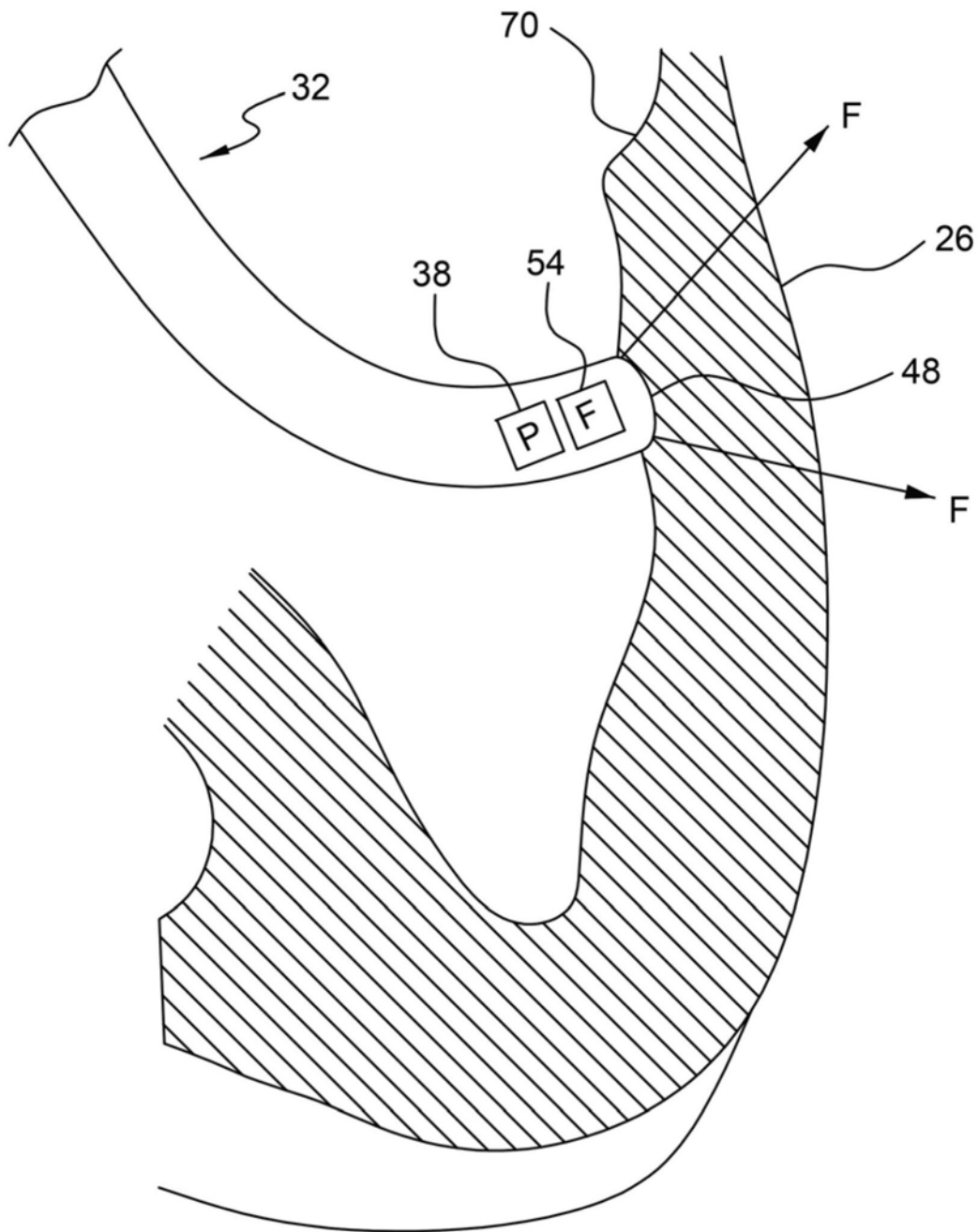


图2

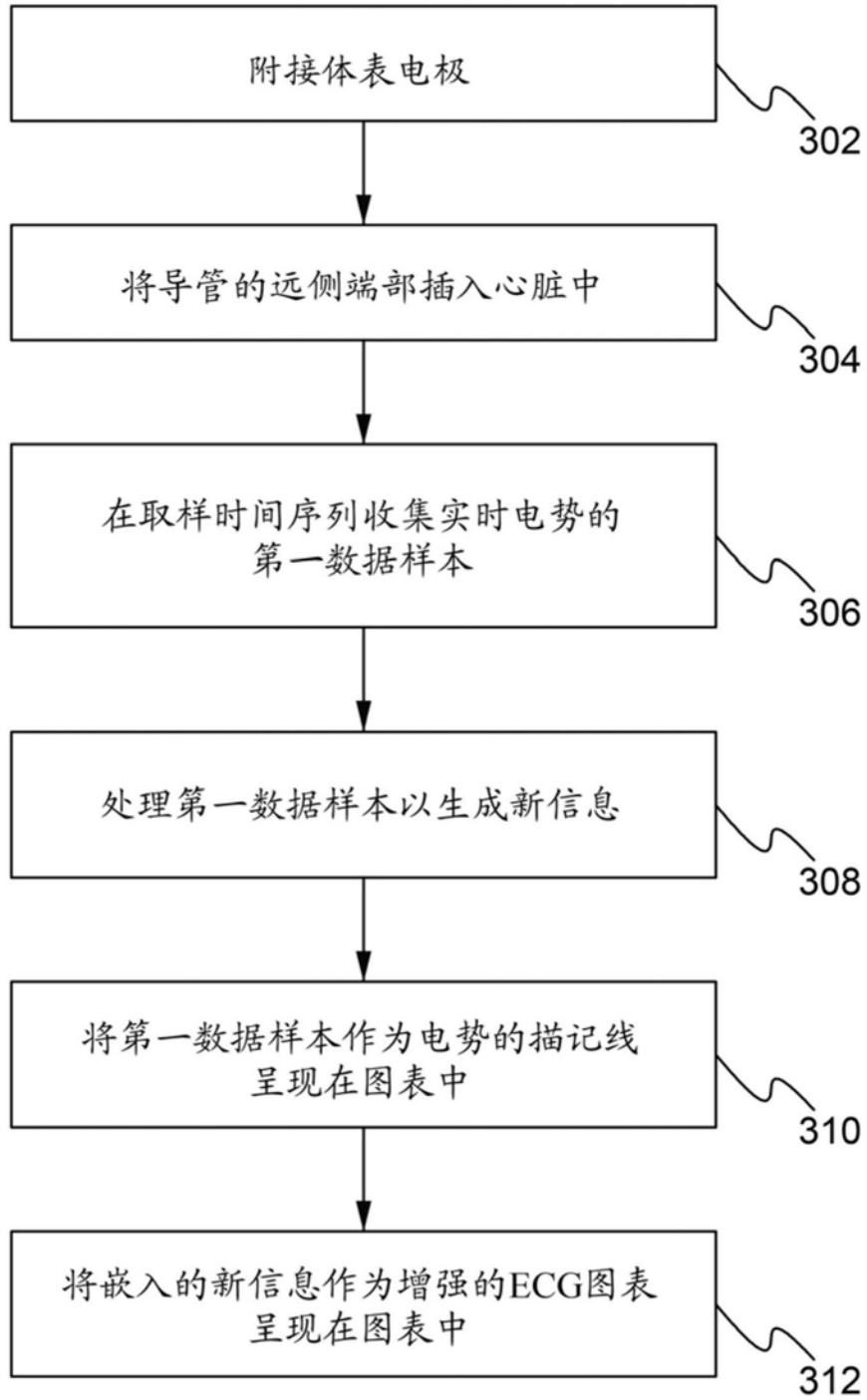


图3

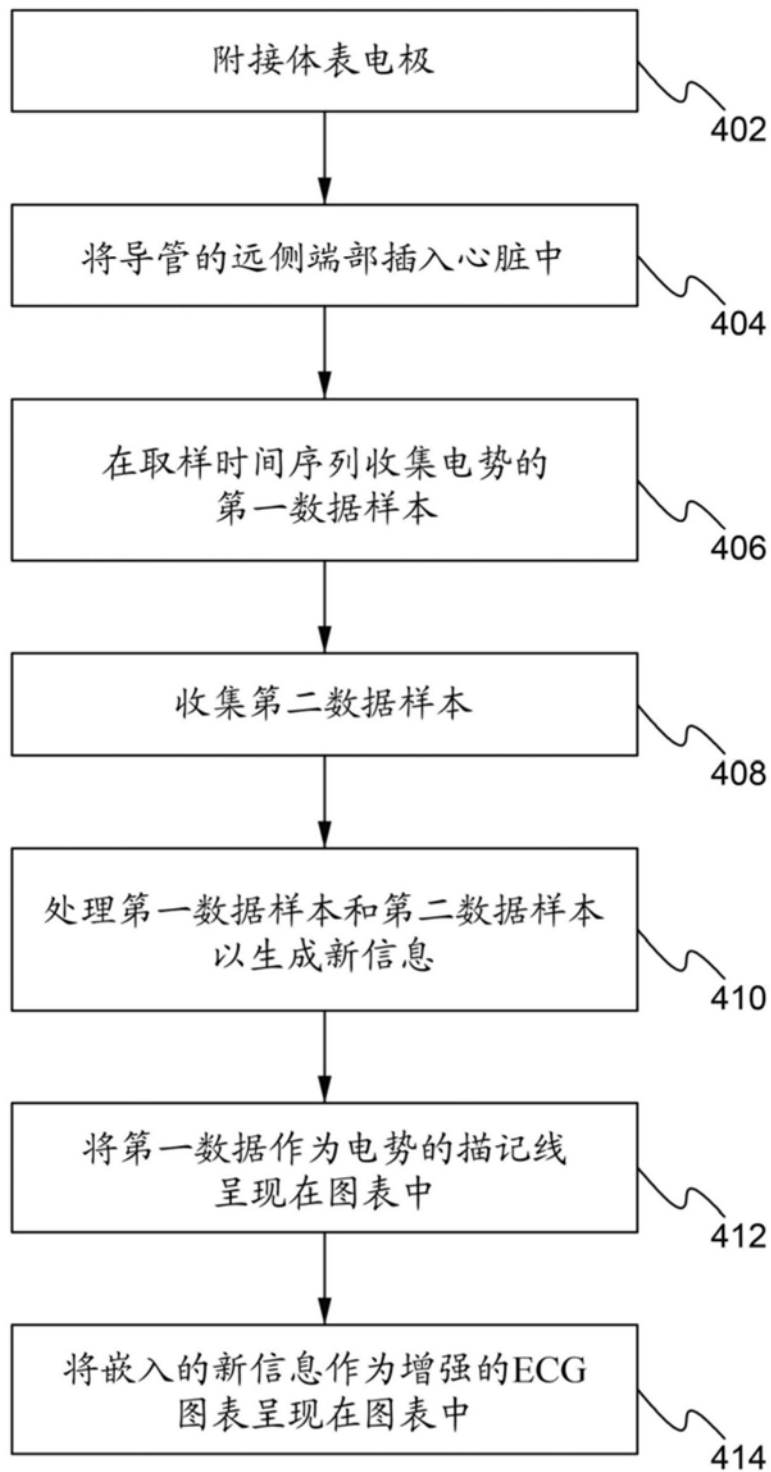


图4

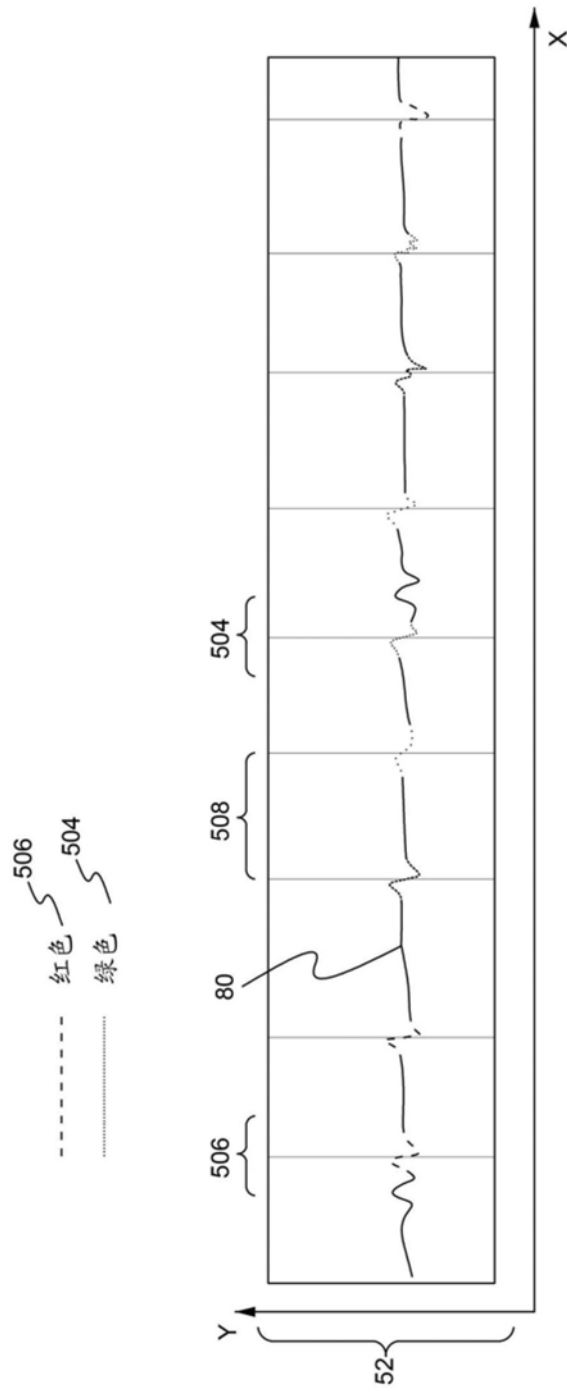


图5

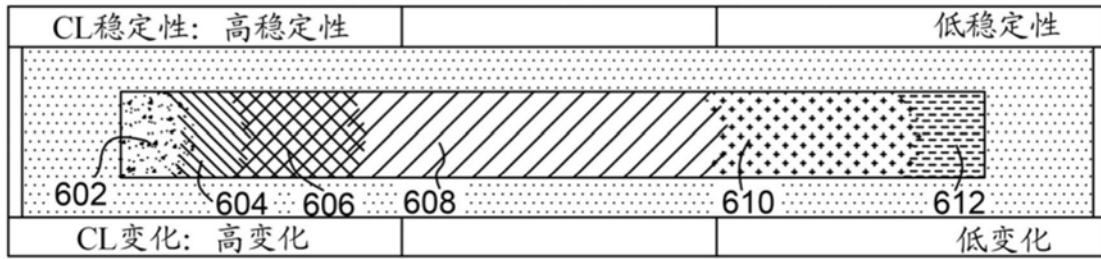


图6A

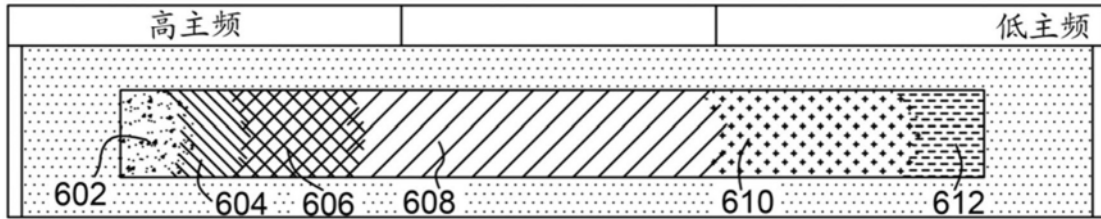


图6B

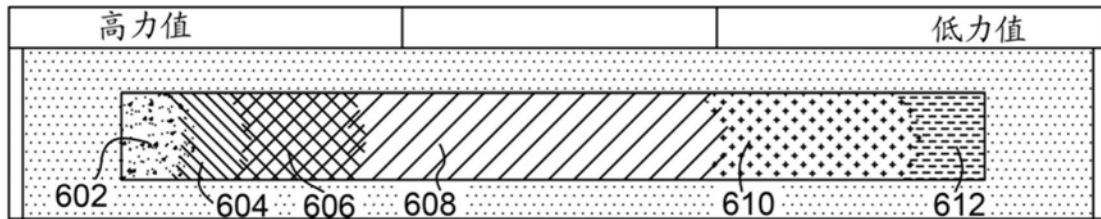


图6C

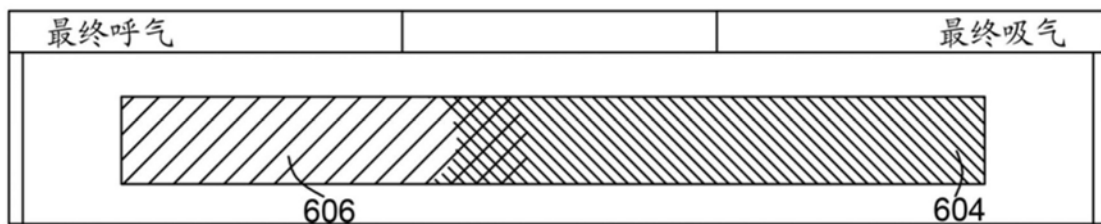


图6D

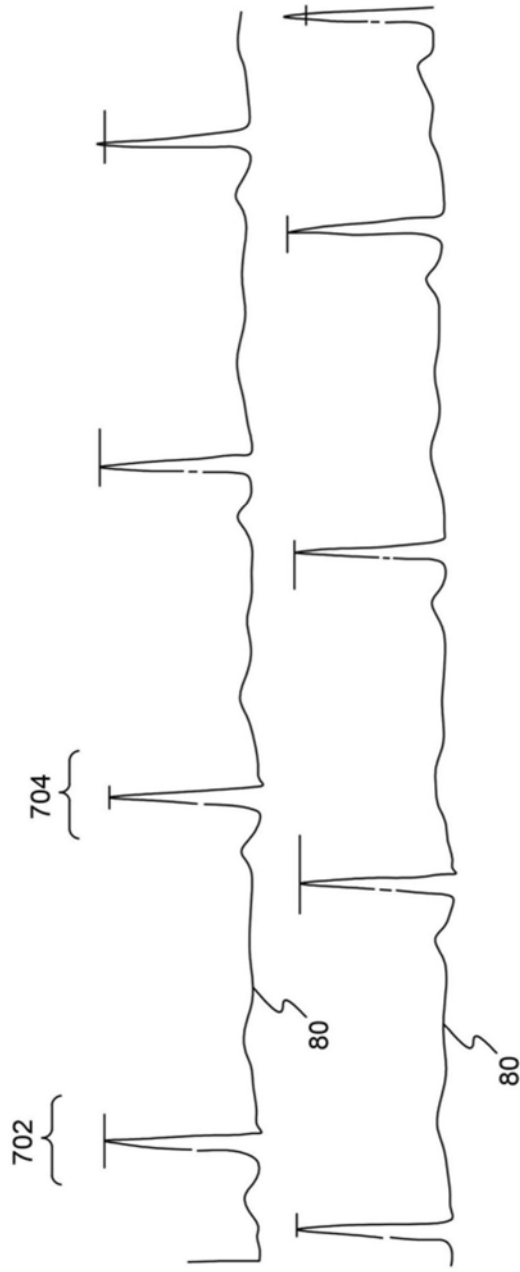


图7

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 实时地在ECG信号中嵌入视觉信息 | | |
| 公开(公告)号 | CN109223174A | 公开(公告)日 | 2019-01-18 |
| 申请号 | CN201810758634.1 | 申请日 | 2018-07-11 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司 | | |
| [标]发明人 | S 奥尔巴赫 G 兹哲曼 M 高尔金 | | |
| 发明人 | S.奥尔巴赫 G.兹哲曼 M.高尔金 | | |
| IPC分类号 | A61B18/14 A61B5/042 A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0402 A61B5/04017 A61B5/0408 A61B5/044 A61B5/6852 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/743 A61B18/1492 A61B5/042 A61B2018/00351 A61B2018/00839 | | |
| 代理人(译) | 姜冰 张金金 | | |
| 优先权 | 15/646285 2017-07-11 US | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明题为“实时地在ECG信号中嵌入视觉信息”。本发明提供了包括用于生成增强的心电图(ECG)的方法、系统和设备的实施方案，所述增强的心电图包括嵌入测量电势的描记线中的不同类型补充信息的值的指示值。更具体地，实施方案可包括在取样时间序列收集由心脏产生的电势的第一数据样本以及处理所述数据以计算在多个取样时间的补充信息。基于所述第一数据样本和所述补充信息，呈现在所述取样时间收集的所述电势的描记线。所述描记线可具有所述补充信息的一个或多个嵌入的指示值，所述补充信息响应于在所述取样时间中的每一个取样时间收集的所述第一数据样本而变化。

