



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110381843 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201780068867.2

(22)申请日 2017.11.22

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2019.05.08

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/CN2017/112294 2017.11.22

(87)PCT国际申请的公布数据
W02018/086630 EN 2018.05.17

(71)申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司
地址 518122 广东省深圳市坪山新区坑梓
街道金沙社区金辉路15号

(72)发明人 塞萨德里·斯里尼瓦桑 虞上宠
凌锋

(74)专利代理机构 深圳中一联合知识产权代理有限公司 44414

代理人 李艳丽

(51)Int.Cl.
A61B 8/06(2006.01)

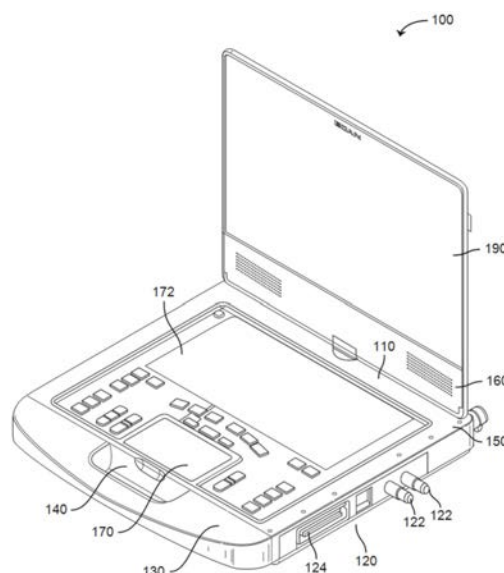
权利要求书2页 说明书14页 附图6页

(54)发明名称

用于脉冲波形预测处理的系统和方法

(57)摘要

一种系统(100)包括超声换能器(234)、处理电路(210)和显示器(190)。超声换能器(234)被配置为检测患者的超声信息并输出该超声信息。超声信息表示患者的血流。处理电路(210)被配置为通过自动跟踪该超声信息来生成第一波形,识别第一波形的多个先前心动周期和第一波形的当前心动周期,基于多个先前心动周期预测第二波形并基于第二波形更新当前心动周期的视觉表示。显示器(190)被配置为显示当前心动周期的视觉表示。



1. 一个系统,包括:

超声换能器,被配置为检测患者的超声信息并输出所述超声信息,所述超声信息表示所述患者的血流;

处理电路,被配置为:

通过自动跟踪所述超声信息生成第一波形;

识别所述第一波形的多个先前心动周期和所述第一波形的当前心动周期;

基于所述多个先前心动周期预测第二波形;和

基于所述第二波形更新所述当前心动周期的视觉表示;和

显示器,被配置为显示所述当前心动周期的视觉表示。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理电路被配置为基于所述第一波形的特征的趋势来预测所述第二波形,其中所述特征包括所述波形的最大速度、形状、平均速度或功率中的至少一个。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理电路进一步被配置为:基于所述多个先前心动周期预测所述当前心动周期中的间隙;且基于所述多个先前心动周期更新所述视觉表示以填充所述间隙。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中所述超声信息包括波谱数据或时间数据的至少一个,且所述处理电路被配置为通过预测所述波谱数据或时间数据中的至少一个的模式,计算所述模式和所述当前心动周期之间的差异并基于所述差异来更新所述当前心动周期的视觉表示来填补所述间隙。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理电路进一步被配置为基于所述第二波形增强所述当前心动周期的视觉表示和背景部分之间的边界。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中所述处理电路进一步被配置为通过增加所述当前心动周期的视觉表示和所述背景部分之间的对比率来增强所述边界。

7. 根据权利要求5所述的系统,其中所述处理电路进一步被配置为基于滤波器方向对所述边界附近的所述超声信息的一部分进行滤波,所述滤波器方向基于所述多个先前心动周期的趋势确定。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理电路进一步被配置为确定所述当前心动周期和所述多个先前心动周期之间的相似度。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中所述处理电路进一步被配置为比较所述相似度和第一阈值,且如果所述相似度大于所述第一阈值则更新所述当前心动周期的视觉表示以包括所述第二波形的特征。

10. 根据权利要求8所述的系统,其中所述处理电路进一步被配置为比较所述相似度和第一阈值的,且如果所述相似度小于第一阈值,调整用于选择所述多个先前心动周期的位置,基于所述调整位置确定第三波形,确定所述第三波形和所述当前心动周期之间的第二相似度,且如果所述第二相似度大于第二阈值则更新用于选择所述多个先前心动周期的所述位置。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理电路被配置为还基于所述患者的身体结构模型预测所述第二波形。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中所述处理电路被配置为确定所述第一波形的脉冲

波强度或脉冲波速度中的至少一个,并还基于所述脉冲波强度或脉冲波速度中的至少一个更新所述当前心动周期的所述视觉表示。

13.根据权利要求1所述的系统,其中所述处理电路进一步被配置为基于所述多个先前心动周期识别多个先前门位置,基于所述当前心动周期识别当前门位置,基于所述多个先前门位置确定预测的门位置,比较所述预测的门位置与所述当前门位置,并基于所述比较更新所述当前心动周期的视觉表示。

14.根据权利要求13所述的系统,其中所述处理电路进一步被配置为基于所述预测的门位置跟踪所述患者的身体结构。

15.一种方法,包括:

从超声换能器接收表示患者血流的超声信息;

通过自动跟踪所述超声信息生成第一波形;

识别所述第一波形的多个先前心动周期和所述第一波形的当前心动周期;

基于所述多个先前心动周期预测第二波形;

基于所述第二波形更新所述当前心动周期的视觉表示;和

显示所述当前心动周期的所述视觉表示。

16.根据权利要求15所述的方法,进一步包括确定所述第一波形的特征的趨勢,其中还基于所述趨勢预测所述第一波形。

17.根据权利要求16所述的方法,进一步包括:

基于所述趨勢确定滤波器方向;和

基于所述滤波器方向对所述当前心动周期的所述视觉表示和背景部分之间的边界处的所述超声信息的一部分进行滤波以增强所述边界。

18.根据权利要求15所述的方法,进一步包括:

基于所述多个先前心动周期预测所述当前心动周期的间隙;和

基于所述多个先前心动周期更新所述视觉表示以填充所述间隙。

19.根据权利要求15所述的方法,进一步包括:

确定所述当前心动周期和所述第二波形之间的相似度;

比较该相似度与第一阈值;和

如果所述相似度大于所述第一阈值则更新所述视觉表示以包括所述第二波形的特征。

20.根据权利要求19所述的方法,其中预测所述第二波形包括基于所述患者的身体结构模型预测所述第二波形。

用于脉冲波形预测处理的系统和方法

[0001] 交叉引用

[0002] 本发明要求于2015年11月11日提交的,申请号为62/254,279,发明名称为“脉冲波形预测处理”的美国临时申请的优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明大体上涉及超声系统。在一些实施方案中,本发明涉及可执行超声数据样本的预测处理以用于显示超声波谱和图像的超声系统。

背景技术

[0004] 超声系统可用于检测关于患者的信息,以便向医疗专业人员或其他用户显示这样的信息使用户能够基于该信息做出医疗决定。例如,超声换能器可将超声波发射到患者体内并检测可能已被患者血流和身体其他结构特征修改的返回波,计算机可与超声换能器通信以接收来自超声换能器的超声信息并使用该超声信息显示波谱和/或图像。然而,现有的超声显示系统可能缺乏解释所接收超声信息与深层生物信息之间的差异(例如间隔)的能力,无法跟踪的运动以及较差的信噪比,使得难以以准确且易于理解的方式显示这样的信息,从而使用户难以基于该信息做出医疗决定。

发明内容

[0005] 一个实施例涉及系统。该系统包括超声换能器、处理电路和显示器。超声换能器被配置为检测患者的超声信息并输出该超声信息。超声信息表示患者的血流。处理电路被配置为通过自动跟踪该超声信息来生成第一波形,识别第一波形的多个先前心动周期和第一波形的当前心动周期,基于多个先前心动周期预测第二波形并基于第二波形更新当前心动周期的视觉表示。显示器被配置为显示当前心动周期的视觉表示。

[0006] 另一个实施例涉及方法。该方法包括从超声换能器接收表示患者血流的超声信息。该方法包括通过自动跟踪该超声信息产生第一波形。该方法包括识别第一波形的多个先前心动周期和第一波形的当前心动周期。该方法包括基于多个先前心动周期预测第二波形。该方法包括基于该第二波形更新当前心动周期的视觉表示。该方法包括显示当前心动周期的视觉表示。

[0007] 另一个实施例涉及超声装置。该超声装置包括处理电路。该处理电路被配置为接收超声换能器的超声信息,通过自动跟踪该超声信息生成第一波形,识别该第一波形的多个先前心动周期和当前心动周期,基于这些多个先前心动周期预测第二波形并基于该第二波形更新当前心动周期的视觉表示。

附图说明

[0008] 图1A示出了根据说明性实施例的超声系统的透视图;

[0009] 图1B示出了根据说明性实施例的超声系统的组件的透视图;

[0010] 图2示出了根据说明性实施例的超声系统的组件的框图；

[0011] 图3示出了根据说明性实施例的超声系统的处理电路的组件的框图；

[0012] 图4示出了根据说明性实施例的超声数据样本波谱的示意图；

[0013] 图5示出了根据说明性实施例的预测性地生成超声信息的视觉表示的方法的流程图。

[0014] 详细描述

[0015] 在转为详细示出示例性实施例的附图之前,应当理解本申请不限于说明书中阐述或附图中示出的细节或方法。还应该理解术语仅用于描述的目的而不应视为限制。

[0016] 一般性的参考附图,超声系统可包括超声换能器、处理电路和显示器。超声换能器被配置为检测患者的超声信息并输出该超声信息作为超声数据样本。该超声信息表示患者的血流。处理电路被配置为通过自动跟踪该超声信息生成第一波形,识别第一波形的多个先前心动周期和第一波形的当前心动周期,基于多个先前心动周期预测第二波形并基于该第二波形更新当前心动周期的视觉表示。显示器被配置为显示当前心动周期的视觉表示。

[0017] 在现有系统中,超声设备可能具有低信噪比、不能认定间隙或其他假象、在表示患者身体结构的光谱信息和背景噪声之间有较差的对比度、或不能准确表示患者的身体结构,使得使用超声设备运行程序的医疗专业人员可有效的分析超声信息来确定治疗方案。根据本申请的系统和方法可甚至当超声信息中存在间隙、身体结构特征的移动和其他混杂因素时,通过预测性地生成超声信息的视觉表示而有益地改善超声信息的显示。在一些实施例中,来自当前和先前心动周期的信息用于预测多普勒信号的位置和强度,并因此执行脉冲波增强。根据本发明的系统和方法可以通过改进对感兴趣区域的跟踪,减少同步模式中的间隔及改善所显示脉冲波形信息的美感来改善超声系统的操作。多普勒包络的连续轨迹可以用来识别同步模式中用于填充间隔的合适时间段。

[0018] A. 超声系统

[0019] 参考图1A,其中示出了便携式超声系统100的一个实施例。便携式超声系统100可包括用于增加显示系统耐用性的显示器支撑系统110。便携式超声系统100还可包括用于固定超声探头和/或换能器的锁定杆系统120。便携式超声系统100的一些实施例包括用于增加便携性和可用性的人体工程学手柄系统130。进一步的实施例包括向用户显示与便携式超声系统100相关的信息的状态指示系统140。便携式超声系统100还可以包括诸如易于操作和可定制的用户界面、可调节支脚、备用电池、模块化结构、冷却系统等特征。

[0020] 仍参考图1A,主壳体150容纳便携式超声系统100的组件。在一些实施例中,容纳在主壳体150内的组件包括锁定杆系统120、人体工程学手柄系统130和状态指示系统140。由于便携式超声系统100的模块化结构,主壳体150还可被配置为支持可更换和/或升级的电子模块。在一些实施例中,便携式超声系统100包括显示器壳体160。显示器壳体160可包括显示器支撑系统110。在一些实施例中,便携式超声系统100包括用于接收用户输入和显示信息的触摸板170、用于接收用户输入和显示信息的触摸屏172以及用于显示信息的主屏幕190。

[0021] 参考图1B,其中示出了超声换能器组件102。根据示例性实施例,超声换能器组件102包括耦合到电缆108的连到销(122)或插座(124)型超声接口的连接组件,如图所示超声接口连接器104。电缆108可以耦合到换能器探头112。尽管图1B仅示出了一个换能器组件

102,但基于销(122)或插座(124)型超声接口的数量,更多的换能器组件可以耦合到该超声系统。

[0022] 超声接口连接器104可在与销(122)或插座(124)型超声接口相脱离的位置、部分连接的位置及完全接合的位置之间移动,在相脱离的位置超声接口连接器104未被销(122)或插座(124)型超声接口收容,在部分连接的位置超声接口连接器104部分地由销(122)或插座(124)型超声接口收容,在完全接合的位置超声接口连接器104以换能器探头112电连接到超声系统100的方式被销(122)或插座(124)型超声接口完全收容。在示例性实施例中,销(122)或插座(124)型超声接口可包括检测超声接口连接器104存在的传感器或开关。

[0023] 在本文包含的各种示例性实施例中,超声接口连接器104可以容纳影响所连接的换能器的性能的无源或有源电子电路。例如,在一些实施例中换能器组件102可包括滤波电路、处理电路、放大器、变压器、电容器、电池、故障保护电路或可定制或促进换能器和/或整个超声机器性能的其他电子器件。在示例性实施例中,超声接口连接器104可包括支架106,换能器探头112在不使用时可放置于支架106。

[0024] 换能器探头112发送和接收在诊断超声检查期间与患者相互作用的超声信号。换能器探头112包括第一端114和第二端116。换能器探头112的第一端114可耦合到电缆108。换能器探头112的第一端114可以在形状上变化以适当地便利电缆108和第二端116。换能器探头112的第二端116可在形状和尺寸上变化以便于进行不同类型超声检查。换能器探头112的第一端114和第二端116的变化可允许用于更好的检查方法(如接触、位置、定位等)。

[0025] 用户(如超声波检查者、超声技术人员等)可从超声接口连接器104上的支架106移除换能器探头112、定位换能器探头112、并与主屏幕190相互作用以进行诊断超声检查。进行诊断超声检查可以包括将换能器探头112压在患者身体上或将换能器探头112的变体放入患者体内。所获取的超声波谱或图像可在主屏幕190上查看。

[0026] 参照图2,示出了便携式超声系统100的一个实施例的内部组件的框图。便携式超声系统100包括主电路板200。主电路板200执行计算任务以支持便携式超声系统100的功能,并提供便携式超声系统100的各种组件之间的连接和通信。在一些实施例中,主电路板200被配置为可更换和/或可升级的模块。

[0027] 为了执行计算、控制和/或通信任务,主电路板200包括处理电路210。处理电路210被配置为执行一般处理和执行与便携式超声系统100的特定功能相关联的处理和计算任务。例如,处理电路210可执行与从超声设备提供的信号和/或数据生成的波谱和/或图像有关的计算和/或操作、运行便携式超声系统100的操作系统、接收用户输入等。处理电路210可包括存储器212和在处理任务中使用的处理器214。例如处理电路210可以执行计算和/或操作。

[0028] 处理器214可以是或可以包括一个或多个微处理器、专用集成电路(ASIC)、包含一个或多个处理组件的电路、一组分布式处理组件、用于支持微处理器的电路或用于处理的其他硬件。处理器214被配置为执行计算机代码。该计算机代码可被存储在存储器212中以完成和促进本文描述的关于便携式超声系统100的作用。在其他实施例中,该计算机代码可从硬盘存储器220或通信接口222读取并提供给处理器214(例如该计算机代码可从主电路板200外部的源被提供)。

[0029] 存储器212可以是任何能够存储本文描述的作用有关的数据或计算机代码的易失

性或非易失性计算机可读存储介质。例如,存储器212可包括模块,该模块是被配置为由处理器214执行的计算机代码模块(如可执行代码、目标代码、源代码、脚本代码、机器代码等)。存储器212可以包括类似于被配置由处理器214执行的计算机代码模块的计算机代码引擎或电路。存储器212可包括与超声成像、电池管理、处理用户输入、显示数据、使用无线通信设备发送和接收数据等功能相关的计算机可执行代码。在一些实施例中,处理电路210可以表示多个处理设备(如多个处理器等)的集合。这种情况下,处理器214表示这些设备共同的处理器,而存储器212表示这些设备共同的存储设备。当由处理器214执行时,处理电路210被配置为完成本文描述的与便携式超声系统100相关的作用,例如用于基于超声信息的预测波形来预测性地生成超声波谱和/或图像(如用于通过触摸屏172和/或显示器190显示)。

[0030] 硬盘存储器220可以是存储器212的一部分和/或用于在便携式超声系统100中的非易失性长期存储。硬盘存储器220可以存储本地文件、临时文件、超声波谱和/或图像、患者数据、操作系统、可执行代码以及用于支持本文描述的便携式超声设备100的作用的任何其他数据。在一些实施例中,硬盘存储器220被嵌入在主电路板200上。在其他实施例中,硬盘存储器220被定位于远离主电路板200并且耦合到主电路板上以允许数据、电力和/或控制信号的传输。硬盘存储器220可以是光驱、磁驱动器、固态硬盘驱动器、闪存等。

[0031] 在一些实施例中,主电路板200包括通信接口222。通信接口222可包括能够在主电路板200的组件和通信硬件之间进行通信的连接。例如,通信接口222可提供主电路板200和网络设备(如网卡、无线发射器/接收器等)之间的连接。在进一步的实施例中,通信接口222可包括支持附加通信硬件的功能或促进通信硬件和主电路板200之间的数据传输的附加电路。在其他实施例中,通信接口222可以是片上系统(SOC)或允许数据的传输和数据的接收的其他集成系统。在这种情况下,通信接口222可作为可拆卸模块或嵌入式模块直接耦合到主电路板200。

[0032] 便携式超声系统100的一些实施例包括电源板224。电源板224包括用于为便携式超声系统100内和/或附接到便携式超声系统100的组件和设备传送电力的组件和电路。在一些实施例中,电源板224包括用于交流和直流转换、转换电压、传送稳定电源等的组件。这些组件可包括变压器、电容器、调制器等,以执行上述功能。在进一步的实施例中,电源板224包括用于确定电池电源的可用功率的电路。在其他实施例中,电源板224可以从远离电源板224的电路接收关于电池电源的可用功率的信息。例如,该电路可以包括在电池内。在一些实施例中,电源板224包括用于在电源之间切换的电路。例如,电源板224可以在主电池被切换时从备用电池获取电力。在进一步的实施例中,电源板224包括与备用电池一起作为不间断电源运行的电路。电源板224还包括与主电路板200的连接。该连接可以允许电源板224发送和接收来自主电路板200的信息。例如,电源板224可向主电路板200发送信息以允许确定剩余电池电量。与主电路板200的连接还可以允许主电路板200向电源板224发送命令。例如,主电路板200可以向电源板224发送命令以从一个电源切换到另一个电源(如在主电池被切换时切换到备用电池)。在一些实施例中,电源板224被配置为模块。这种情况下,电源板224可被配置为可更换和/或可升级的模块。在一些实施例中,电源板224是或包括电源单元。该电源单元可以将AC电转换为DC电以便便携式超声系统100使用。该电源可以执行如短路保护、过载保护、欠压保护等的附加功能。该电源可符合ATX规范。在其他实施例中,上述

功能中的一个或多个可由主电路板200执行。

[0033] 主电路板200还可以包括便于上述电源板224和主电路板200之间的通信的电源接口226。电源接口226可包括能够在主电路板200的组件和电源板224之间进行通信的连接。在进一步的实施例中,电源接口226包括用于支持电源板224功能的附加电路。例如,电源接口226可包括便于计算剩余电池电量、管理可用电源之间的切换等的电路。在其他实施例中,电源板224的上述功能可以由电源接口226执行。例如,电源接口226可以是SOC或其他集成系统。在这种情况下,电源接口226可作为可拆卸模块或嵌入式模块直接耦合到主电路板200。

[0034] 参考图2,主电路板200的一些实施例包括用户输入接口228。用户输入接口228可以包括能够在主电路板200的组件和用户输入设备硬件之间进行通信的连接。例如,用户输入接口228可提供主电路板200与电容式触摸屏、电阻式触摸屏、鼠标、键盘、按钮和/或控制器之间的连接以进行处理。在一个实施例中,用户输入接口228将触摸板170、触摸屏172和主屏幕190的控制器耦合到主电路板200。在其他实施例中,用户输入接口228包括触摸板170、触摸屏172和主屏幕190的控制器电路。在一些实施例中,主电路板200包括多个用户输入接口228。例如,每个用户输入接口228可以与单个输入设备(如触摸板170、触摸屏172、键盘、按钮等)相关联。

[0035] 在进一步的实施例中,用户输入接口228可以包括附加电路以支持附加用户输入硬件的功能或便于用户输入硬件和主电路板200之间的数据传输。例如,用户输入接口228可以包括控制器电路以用作触摸屏控制器。用户输入接口228还可以包括用于控制与用户输入硬件相关联的触觉反馈设备的电路。在其他实施例中,用户输入接口228可以是SOC或允许接收用户输入或控制用户输入硬件的其他集成系统。这种情况下,用户输入接口228可以作为可移除模块或嵌入式模块直接耦合到主电路板200。

[0036] 主电路板200还可包括便于超声板232和主电路板200之间的通信的超声板接口230。超声板接口230可包括能够在主电路板200的组件和超声板232之间进行通信的连接。在进一步的实施例中,超声板接口230包括用于支持超声板232功能的附加电路。例如,超声板接口230可包括便于从超声板232提供的超声数据中用于生成波谱和/或图像的参数的计算的电路。在一些实施例中,超声板接口230是SOC或其他集成系统。这种情况下,超声板接口230可作为可拆卸模块或嵌入式模块直接耦合到主电路板200。

[0037] 在其他实施例中,超声板接口230包括便于模块化超声板232使用的连接。超声板232可以是能够执行与超声成像相关功能(如多路传输来自超声探头/换能器的传感器信号、控制由超声探头/换能器产生的超声波的频率等)的模块(如超声模块)。超声板接口230的连接可便于更换超声板232(如用升级板或不同应用板替换超声板232)。例如,超声板接口230可以包括在移除和/或连接(如通过减小连接和/或移除该板所需的力、具有机械性优点地通过辅助该板的连接和/或移除等)时有助于精确对准超声板232和/或减少对超声板232损坏可能性的连接。

[0038] 在包括超声板232的便携式超声系统100的实施例中,超声板232包括用于支持便携式超声系统100的超声成像功能的组件和电路。在一些实施例中,超声板232包括集成电路、处理器和存储器。超声板232还可包括一个或多个换能器/探头插座接口238。换能器/探头插座接口238使得超声换能器/探头234(如具有插座型连接器的探头)能够与超声板232

连接。例如,换能器/探头插座接口238可包括将超声换能器/探头234连接到超声板232用以传输电能和/或数据的电路和/或硬件。换能器/探头插座接口238可包括将超声换能器/探头234锁定就位的硬件(如当超声换能器/探头234旋转时接收超声换能器/探头234上的销的槽)。在一些实施例中,超声板232包括两个换能器/探头插座接口238以允许连接两个插座型超声换能器/探头187。

[0039] 在一些实施例中,超声板232还包括一个或多个换能器/探销接口236。换能器/探头销接口236使得具有销型连接器的超声换能器/探头234能够与超声板232连接。换能器/探头销接口236可包括将超声换能器/探头234连接到超声板232以便传输电能和/或数据的电路和/或硬件。换能器/探头销接口236可包括将超声换能器/探头234锁定就位的硬件。在一些实施例中,超声换能器/探头234通过锁定杆系统120锁定就位。在一些实施例中,超声板232包括一个以上的换能器/探头销接口236用以允许两个或多个销型超声换能器/探头234的连接。这种情况下,便携式超声系统100可包括一个或多个锁定杆系统120。在进一步的实施例中,超声板232可包括用于换能器/探头附加类型连接的接口。

[0040] 继续参考图2,主电路板200的一些实施例包括显示接口240。显示接口240可包括能够在主电路板200的组件与显示设备硬件之间进行通信的连接。例如,显示接口240可提供主电路板200与液晶显示器、等离子显示器、阴极射线管显示器、发光二极管显示器和/或显示控制器或用于程序的图形处理单元或其他类型的显示器硬件之间的连接。在一些实施例中,通过显示器接口240实现显示器硬件到主电路板200的连接允许主电路板200上的处理器或专用图形处理单元控制和/或发送数据到显示器硬件。显示接口240可被配置为将显示数据发送到显示设备硬件以便生成波谱和/或图像。在一些实施例中,主电路板200包括用于多个显示设备的多个显示接口240(如三个显示接口240将三个显示器连接到主电路板200)。在其他实施例中,一个显示器接口240可以连接和/或支持多个显示器。在一个实施例中,三个显示接口240将触摸板170、触摸屏172和主屏幕190耦合到主电路板200。

[0041] 在进一步的实施例中,显示器接口240可包括附加电路来支持所连接显示器硬件的功能或便于显示器硬件和主电路板200之间的数据传输。例如,显示器接口240可包括控制器电路、图形处理单元、视频显示控制器等。在一些实施例中,显示器接口240可以是SOC或允许用显示器硬件或其他控制显示硬件来显示波谱和/或图像的其他集成系统。显示器接口240可以作为可移除模块或嵌入式模块直接耦合到主电路板200。与一个或多个显示接口240连接的处理电路210可以在一个或多个触摸板170、触摸屏172和主屏幕190上显示波谱和/或图像。

[0042] 再次参考图1A,在一些实施例中,便携式超声系统100包括一个或多个销型超声探头接口122。销型超声接口122可以允许超声探头连接到包括在超声系统100中的超声板232。例如,连接到销型超声接口122的超声探头可经由换能器/探头销接口236连接到超声板232。在一些实施例中,销型超声接口122允许便携式超声系统100的组件与超声探头之间的通信。例如,控制信号可提供给超声探头112(如控制探头的超声发射)且数据(如成像数据)可被超声系统100从探头接收。

[0043] 在一些实施例中,超声系统100可包括用于固定超声探头的锁定杆系统120。例如,超声探头可以通过锁定杆系统120固定在销型超声探头接口122中。

[0044] 在进一步的实施例中,超声系统100包括一个或多个插座型超声探头接口124。插

座型超声探头接口124可允许插座型超声探头连接到包括在超声系统100中的超声板232。例如,连接到插座型超声探头接口124的超声探头可经由换能器/探头插座接口238连接到超声板232。在一些实施例中,插座型超声探头接口124允许便携式超声系统100的组件与包括在或与便携式超声系统100相连接的其他组件之间的通信。例如,控制信号可提供给超声探头(如控制探头的超声发射)且数据(如成像数据)可由超声系统100从探头接收。

[0045] 在各种实施例中,各种超声成像系统可具有图1A-1B和图2中所示的便携式超声系统的一些或全部特征。在各种实施例中,各种超声成像系统可被提供作为便携式超声系统、便携式超声换能器、手持式超声设备、基于推车的超声系统、集成到其他诊断系统中的超声系统等。

[0046] B、脉冲波形预测处理的系统和方法

[0047] 参考图3,其中示出了超声系统(如超声系统100)处理电路的实施例。处理电路300包括存储器310和处理器308。处理电路300可以与本文参照图2描述的处理电路210类似并执行类似的功能。例如存储器310可以类似于存储器212,处理器312可以类似于处理器214。如本文图3所述,处理电路300(特别地,及其存储器310)可包括各种被配置为执行由超声系统执行的各种功能的电子模块、电路或引擎(如预测模块314等);在各种实施例中,处理电路300可以以各种方式组织以确定如何执行功能。模块可被配置为通过向彼此发送指令来执行算法和其他功能以及接收由接收指令的模块产生的输出来分担职责。图3示出的模块可根据执行相应动作的顺序来互换。例如增强模块322和跟踪模块324均可在波谱计算模块328执行之前或之后执行。

[0048] 处理电路300被配置用以从超声换能器(如类似或等同于超声换能器组件102的超声换能器)接收超声信息。超声信息可对应于或表示患者的血流。该超声信息可被接收并被作为超声数据样本。超声数据样本可以是来自超声换能器的原始数据。例如,超声数据样本可以由超声换能器输出的模拟射频信号,也可以是通过模拟—数字转换器处理模拟射频信号产生的数字数据信号。超声数据样本可以表示患者在单个点或空间区域内的血流速度。

[0049] 超声数据样本可对应于超声信息的各个点(如对应于幅值、频率、时间和/或位置信息的单个点;对应于速度和时间对的单个点),或者可被组织成对应于持续时间的分段,例如对应于患者心动周期的持续时间(如对应于幅度、频率、时间和/或位置信息的点的序列;对应于与患者心动周期时间配对的速度的点的序列)。例如超声数据样本可包括对应于心动周期的[频率、时间]的数据点对(如原始数据)的序列;或者如果多普勒方程算法已被执行处理原始数据,则超声数据样本可包括对应于心动周期的[速度、时间]的数据点对的序列或基于超声信息对应于多普勒波谱的任何其他数据点对的序列。

[0050] 处理电路300可被配置用以识别超声信息(如从超声换能器组件102接收的原始数据)或波形的心动周期。处理电路可基于与超声信息一起或作为超声信息的一部分接收的时间数据来识别心动周期。例如在超声信息被接收作为被限定样本长度(如限定的持续时间)的超声数据样本的情况下,处理电路310可基于超声信息与每个超声数据样本的对应关系来识别心动周期。在脉冲重复频率或确定超声样本的样本长度的其他参数对应于心动周期的持续时间的情况下,这可能是有效的。

[0051] 在一些实施例中,处理电路300被配置用来基于超声信息或波形的特征来识别心

动周期。例如,处理电路300可以基于心动周期的周期性特征(如波峰或波谷)来区分心动周期。

[0052] 在一些实施例中,处理电路300包括自动跟踪模块314。该自动跟踪模块314被配置用来通过自动跟踪超声信息生成波形(如第一波形)。例如,自动跟踪模块314可接收超声信息、识别超声信息的特征并基于与随时间变化的特征相关的值生成跟踪。该特征可以是下面中的一个或多个,即平均速度、最大速度、波谱形状、波谱包络、波谱功率和/或这些特征的图案或指示正在跟踪的身体结构是否在移动、是否有结构的改变、是否移出被跟踪的平面或其他状态变化的图案。自动跟踪模块314可通过跟随随时间变化的超声信息的特征来生成波形。该波形可包括跟随时间变化的超声信息(如频率对时间点或速度对时间点的序列)或包括随时间变化的超声信息的自动跟踪特征(如随时间变化的包络、随时间变化的平均速度等)。虽然本文描述的一些实施例通常涉及处理自动跟踪波形用以生成当前心动周期的更新的视觉表示,但在各种其他实施例中,也可以使用来自超声换能器组件102的原始数据。

[0053] 自动跟踪模块314可被配置为基于患者的身体结构或身体结构状态来生成波形。例如自动跟踪模块314可以基于身体结构的变化或进程(如呼吸或脉搏)来生成波形。自动跟踪模块314可以识别身体结构的运动(如阀门打开或关闭,伴随患者大幅身体运动的血管移动)并基于身体结构的运动生成波形。在此参考跟踪模块324进一步描述用于跟踪身体结构运动的各种过程;类似地,跟踪的身体结构的运动可被自动跟踪模块314使用作为生成波形的参数。

[0054] 自动跟踪模块314可被配置用来执行识别超声信息跟踪特征的自动跟踪算法。例如自动跟踪模块324可提取与作为超声数据样本的时间的函数的速度和/或速度的幅度相对应的跟踪形状。在一些实施例中,跟踪超声信息包括识别超声信息中的速度值以及在连续速度值之间插值速度(如在速度值之间线性插值)。自动跟踪模块314可以计算在接收的多普勒波谱中的超声数据信号的包络。自动跟踪模块314可以被配置为连续地(如自动地)提取超声数据样本的速度分布的跟踪形状。自动跟踪模块314可以存储心动周期的速度分布(或跟踪形状)模板或者从存储器310的另一模块检索该模板,并将速度和时间数据点对的序列分组为对应心动周期的超声数据样本。例如,模板可以指示特征的预期位置,诸如波峰(如该点前速度增加且该点后速度减小的点)、平稳期(如速度变化相对较小的点)、心动周期中的速度增加、速度减小和/或波谷(如该点之前速度减小且该点之后速度增加的点),并且自动跟踪模块314可被用以对速度和时间数据点对的序列进行分组来与特征的预期位置相一致。

[0055] 处理电路300可包括预测模块316。预测模块316被用以基于多个先前的心动周期来预测、确定或以其他方式生成波形(如第二波形、预测波形)。预测波形可以是多个先前心动周期的推论用来指示从中可以检测到超声信息的对象的趋势、变化或其他动态行为。例如预测波形可以解释多个先前心动周期中的趋势或模式。预测波形(或其至少一部分)可以对应于当前心动周期的时间帧,这样就可以在当前心动周期和预测波形(或其匹配部分)之间进行一对一的比较。通过生成预测波形,处理电路300可以通过强调跟随预测波形所示的趋势或模式的超声信息的显示来准确区分超声信息中的信号与噪声。使用预测波形来更新或修改当前心动周期的视觉表示,如本文将进一步描述的,可以改善超声系统的运行,包括

如何通过增强显示信息的美学价值和准确性来向医学专业人员显示超声信息。

[0056] 预测模块316可被配置用以确定多个先前心动周期的特征的模式或趋势并基于该模式或趋势生成预测波形。该特征可以是先前心动周期的形状、包络、平均速度、最大速度或功率中的一个或多个。例如预测模块316可以确定最大速度随时间而增加(或减小),并生成预测波形使其具有基于随时间增加(或减小)最大速度的趋势确定的最大速度。预测模块316可以确定患者的心率随时间而增加(或减少)(如基于心动周期的周期性特征的变化,如峰-峰时间)并可以基于患者的心率修改用于确定心动周期的时间段。预测模块316可类似地重新计算用于确定样本长度的时间段,例如当更新模块318基于预测波形更新当前心动周期的视觉表示时重新计算与当前心动周期相关联的波谱。

[0057] 在一些实施例中,预测模块316被配置用以基于患者的身体结构模型生成预测波形。身体结构模型可以指示患者身体结构的动态变化(如阀门打开/关闭)。身体结构模型可以包括或参考患者身体结构的力学模型或结构模型中的至少一个,以便更准确地表示患者的动态变化的血流状态以预测患者的血流状态。

[0058] 在一些实施例中,处理电路300包括更新模块318。更新模块318被配置用以基于预测波形更新当前心动周期的视觉表示。在由波谱生成模块330进行波谱估计或生成之前(如由壁滤波模块326进行壁滤波之前或之后)可以在本文所描述的过程期间的各个阶段更新视觉表示。

[0059] 更新模块318可被配置用以确定当前心动周期与预测波形的相似度(或信号匹配)。在一些实施例中,相对较高的相似度可表示预测波形准确地表示患者的身体结构行为,故来自预测波形的信息可被用于准确地改善当前心动周期的视觉表示的信噪比(以及填补间隙或在空域上增强当前心动周期的视觉表示)。在一些实施例中,较低相似度可指示预测波形不能准确地表示患者的身体结构行为,故当前心动周期可能需要重新计算,例如填充间隙或移动当前心动周期的门的位置;如果在重新计算后仍未确定相似度或匹配,当前心动周期可被显示而不包括预期波形的特征。

[0060] 更新模块318可被配置用以通过执行绝对差和算法、互相关算法或模板匹配算法中的至少一个算法来确定相似度。绝对差和算法可以通过确定当前心动周期和预测波形的各对应时间点间的绝对差并确定这些绝对差之和来执行。

[0061] 更新模块318可通过执行滑动点积算法测量当前心动周期与预测波形的相似度来执行互相关算法;随着滑动点积算法结果幅度增加,相似度也将增加,反之亦然。

[0062] 更新模块318可基于模板匹配算法将当前心动周期与预测波形进行比较。例如更新模块318可包括存储超声心动周期或波形的模板的数据库,该模板例如有识别心动周期的常规特征(如作为时间函数的速度信息)的模板。例如该模板可包括与患者的模板或预期心动周期对应的作为时间函数的速度信息。在一些实施例中,该模板是自动跟踪波形的模板。在一些实施例中,该模板是用于心动周期的速度的无量纲形状(例如,将心动周期期间的每个点的预期速度大小或幅值适时归一化到如-100至100的尺度);该模板可以乘以如血流状态参数(如流量、流速等)的生理参数以度量模板或以其他方式将模板应用于患者和患者的血流。

[0063] 在一些实施例中,更新模块318被配置用以基于相似度是否超过一个或多个阈值来更新当前心动周期的视觉表示。例如更新模块318可被配置用以比较与第一阈值(如较低

阈值)的相似度。如果相似度超过该第一阈值,则可更新视觉表示以包括预测波形的特征。更新模块318还可以与第二阈值(如大于该低阈值的中等阈值)进行比较并更新视觉表示以包括预测波形的更多特征或特征的更多部分。

[0064] 例如,如果相似度大于第一阈值且小于或等于第二阈值,则可以通过线性混合或 α 混合来包括预测波形的特征,其中更新模块318将视觉表示输出为输出 $= (1-\alpha)$ (预测波形) $+ \alpha$ (当前心动周期),其中 α 是可以对应患者体结构状态的混合系数或比例系数。 α 可以是比例常数,如果相似度小于第一阈值则 $\alpha=0$,如果相似度大于或等于第一阈值且小于第二阈值则 $\alpha=\alpha_{low}$ 或 α 与相似度成比例。 α 可适应患者的身体结构状态,如流速或流动强度,这样对于低流速 α 相对较大(例如,预测波形的较多部分被使用),而对于高流速 α 相对较小(例如,预测波形的较少部分被使用)。通过使 α 适应患者的身体结构状态,可以通过更真实地考虑血流的动态来改善当前心动周期的视觉表示。

[0065] 更新模块318可基于流动状态通过改变包括在当前心动周期中或与当前心动周期组合的预测波形的比率来修改当前心动周期。例如,如果流速相对较低或如果流量相对较低,则当前心动周期可被修改为包括预测波形的较多部分;如果流速相对较高或如果流量相对较高,则当前心动周期可被修改为包括预测波形的较少部分。在一些实施例中,当前心动周期与预测波形的这种比率可以与当前心动周期的流动状态与预测波形的流动状态的比率成比例。例如当前心动周期的修改可以基于流动状态动态地调整。在一些实施例中,阈值是基于用户输入(如本文中参考图2所描述的在用户界面接收的用户输入)来确定的。

[0066] 在一些实施例中,如果相似度大于第二阈值,则更新模块318可以基于表示血流的选择因子来选择当前心动周期或预测波形中的一个。这可能是当前心动周期和预测波形非常相似,因而当前心动周期和预测波形之间的任何差异可以与噪声信息具有相似的幅值故将当前心动周期从血流的真实表示中区分开来的情况。例如,选择因子可以是预测波形或当前心动周期的信号强度;如果当前心动周期具有比预测波形更大的信号强度,则选择当前心动周期,否则选择预测波形。信号强度选择可以基于偏向当前心动周期的选择的偏移量。例如,如果当前心动周期的信号强度至少是预测波形的信号强度的阈值分数(如至少60%;至少80%),则使用当前心动周期,否则使用预测波形。选择因子也可以是最大速度。通过使用强度或速度作为选择因子,因为所显示的波谱在显示间隔上可以更均匀,故改善了当前心动周期的视觉表示。

[0067] 更新模块318可以被配置用以基于非线性函数来修改当前心动周期。例如,更新模块318可以使用指数函数、幂律函数或任何其他非线性函数来确定在修改当前心动周期时要包括的预测波形的比例。在一些实施例中,更新模块318被配置用以通过在相似度增加时非线性地增加与当前心动周期组合的部分预测波形来修改当前心动周期。在各种实施例中,各种功能和阈值可被组合。例如,如果相似度小于第一阈值,则可不包括来自预测波形的数据;当相似度从第一阈值增加到第二阈值时,来自所用预测波形的数据量可以线性增加;随着相似度从第二阈值增加到最大值(如表示第一特征和第二特征相同的最大值),来自所用预测波形的数据量可以指数增加。

[0068] 在一些实施例中,处理电路300包括间隙填充模块320。间隙填充模块320可以被配置用以填充从超声换能器组件102接收的超声信息(如通过采样模拟信号产生的模拟信号或数字信号)中的间隙。超声信息中的间隙可能在时间点期间发生,在此期间诸如由于在超

声换能器的空间范围中的限制或患者身体结构的动态行为如阀门打开或关闭而使超声数据未被获取。间隙填充模块320可被配置用以从预测波形中提取信息来填充间隙,例如通过将预测波形中的心动周期与当前心动周期对准(如基于时间或基于诸如峰值速度或峰值频率之类的常规特征的持续时间对准)并使用预测波形和当前心动周期的对应或匹配部分来填充间隙。间隙填充模块320可被配置用以识别超声信息或多个先前心动周期中的间隙,并基于所识别的间隙,例如通过随着所识别的间隙经过多个先前的心动周期确定所识别的间隙的模式(例如诸如间隙的运动之类的连续模式;诸如进出心动周期的间隙的周期性模式)来预测当前心动周期中的当前间隙。

[0069] 间隙填充模块320可以使用脉冲重复频率、显示B模式图像的时间范围或当前速度中的至少一个来填充间隙。例如,这些因素中的一个或多个可用于识别间隙和/或预测预测波形中的间隙。脉冲重复频率可以解释超声信息中的间隙的出现是否与心动周期的持续时间同步或异步。当前速度可以指示间隙如何随时间移动。

[0070] 在一些实施例中,处理电路300包括增强模块322。增强模块322可以被配置用以执行当前心动周期的视觉表示的空域增强。空域增强可以基于预测波形或其特征(如速度或强度)来确定。增强模块322可以被配置用以使用预测波形从超声信息中的噪声信息过滤信号信息并对噪声信息进行空域滤波(如基于频率的滤波)以更清楚地指示信号信息。例如,通过外推或确定多个先前心动周期中的已知信号信息的趋势或模式,增强模块322对信号信息和噪声信息之间的差异可以有更大的确定性。

[0071] 增强模块322可以被配置用以增强当前心动周期的视觉表示的边缘或边界。例如,视觉表示可以包括与在每个时间点处的多个被检测频率或速度相关联的信息。在现有系统中,可能很难将对应于信号信息的被检测频率或速度与噪声区分开。增强模块322可以被配置用以识别波形(如预测波形)的边界或边缘。该边界或边缘可以基于已知或预测的波形的峰值频率或速度来识别。当前心动周期的峰值频率或速度可与预测波形的峰值频率或速度相比较且相似度比较可用来更新当前心动周期的视觉表示的边缘或边界。当生成视觉表示时,增强模块322可以通过使边缘或边界更清晰(例如通过在显示时增加边缘或边界的亮度或者增加边缘或边界与邻近边缘或边界显示的其他部分(如背景部分)之间的对比度)来增强边缘或边界。增强模块322可对边缘或边界附近的区域进行滤波(如空域滤波、空域局部增强)以把噪声与信号信息分开。

[0072] 在一些实施例中,增强模块322被配置用以基于多个先前心动周期(例如基于峰值频率或速度的趋势)确定滤波器方向。滤波器方向可以指示边缘或边界移动的预期或预测方向。增强模块322可以基于该滤波器方向从噪声信息中过滤边缘或边界。例如,如果多个先前心动周期或基于多个先前心动周期的预测波形指示峰值速度正在减小,则滤波器方向可设置为减小方向。增强模块322可以通过使用滤波器方向预测边缘或边界的变化来过滤边缘或边界,以更精确地在空域上增强边缘或边界。

[0073] 在一些实施例中,处理电路300包括跟踪模块324。跟踪模块324被配置用以调整、更新、移动或以其他方式修改超声信息的样本量,例如用于隔离一部分感兴趣的超声信息的门(如样本量)。门可以由尺寸和位置表示,可以由基于用于从超声信息中提取波形的范围和角度(如方位角)参数来控制。跟踪模块324可以跟踪多个门,例如用于将多个门中的一个或多个与当前心动周期或预测波形匹配,或者(如使用跟踪模块324)形成与多个门对应

的跟踪身体结构。跟踪模块324可以被配置用以在调整跟踪位置时检测当前心动周期和预测波形之间的信号匹配。

[0074] 跟踪模块324可以被配置用以基于预期的运动来跟踪患者的身体结构。例如,跟踪模块324可以执行预期运动算法以预测身体结构的运动并基于预测的运动移动所跟踪的身体结构(如调整门)。可以基于预期的运动连续地或周期性地跟踪。跟踪模块324可以接收指示与预期运动相关联的身体结构信息的用户输入,并且基于该身体结构信息进一步执行预期运动算法。

[0075] 在一些实施例中,跟踪模块324被配置用以基于预测波形与当前心动周期之间的比较来调整门。例如,依据预测波形和当前心动周期之间的差异,跟踪模块324可以修改范围和/或角度以选择新的门位置和大小,并因此关注可更精确的匹配由超声换能器组件102跟踪的对象的动态活动的超声信息的新部分。在一些实施例中,范围和/或角度可以与差异成比例地修改(如更大的差异可以指示合适的门位置为进一步远离当前门位置)。

[0076] 在一些实施例中,处理电路300被配置用以基于当前心动周期与预测波形的相似度(例如参考更新模块318所描述的)来执行间隙填充模块320、增强模块322或跟踪模块324中的至少一个。例如,如果相似度小于阈值(如较低阈值),则间隙或身体结构的运动可能解释当前心动周期和预测波形之间的非相似性。通过改变门位置和尺寸填充间隙或跟踪身体结构来识别用于波谱确定的新位置可因此改善超声系统的运行。这些动作可以自动执行。

[0077] 跟踪模块324可以被配置用以改变门位置和大小(如改变范围、改变角度或方位角)以增加当前心动周期与预测波形之间的相似度。例如,可以执行搜索算法或优化算法来改变范围或角度中的至少一个以增加或优化相似度,例如在当前心动周期和预测波形之间来搜索高相似度匹配或最佳匹配。跟踪模块324可以替代或附加地执行信噪比确定算法以确定可随着门位置和大小变化而改变的信噪比的度量,以在搜索当前心动周期与预测波形之间的高相似度匹配、高信噪比匹配、和/或最佳匹配时增加或优化信噪比。

[0078] 处理电路300可包括壁滤波器模块326。壁滤波器模块320被配置用以对超声信息进行滤波以去除对应于患者血管壁的特征。例如,壁滤波器模块320可以被配置为例如通过对超声信息应用高通滤波器来识别和去除由超声换能器组件102检测到的超声信息中的低频分量。与针对血管壁检测到的典型频率相比,可基于存储的关于针对血流检测到的典型频率的信息来校准高通滤波器。可以动态地和/或响应于用户输入校准高通滤波器,该用户输入例如是指示来自用户的描述所显示的超声数据样本的波谱是否包括表示血管壁的信息的反馈。壁滤波器模块320可与间隙填充模块320互换。

[0079] 处理电路可以包括波谱计算模块328。波谱计算模块322可以被配置用以生成超声数据样本或超声信息的多普勒波谱。波谱计算模块322可接收超声信息作为由超声换能器组件102检测到的多普勒频移,并通过执行多普勒方程算法来处理该多普勒频移以确定速度信息(如确定时域中的速度信息、确定作为时间和/或空间函数的速度信息等)。在一些实施例中,波谱计算模块328被配置用以在执行多普勒方程算法确定速度信息之前处理超声信息以识别频移。波谱计算模块328可被配置用以输出速度信息作为配对点(如[速度、时间]对)。

[0080] 处理电路300可包括波谱生成模块330。波谱生成模块330被配置用以基于当前心动周期的视觉表示生成超声波谱或图像(如与超声波谱对应的波谱数据和/或与超声图像

对应的图像数据),并能以用于显示(如用于由触摸屏172、主显示器190等显示)的格式输出超声波谱。波谱生成模块330可经由显示接口240输出超声波谱。波谱生成模块330可生成包括像素阵列或矩阵的超声波谱,每个像素对应于显示器上的显示点。波谱生成模块330可包括每个像素的颜色和亮度信息(如对应使用一个或多个像素显示的超声数据样本的颜色和亮度信息)。波谱生成模块330可包括在专用图形处理电子设备(如图形处理单元)中。

[0081] 在一些实施例中,波谱生成模块330被配置用以生成用于显示的双(和/或三重)频谱信息。例如波谱生成模块330可生成具有对应于患者身体结构的第一部分(如该结构的二维图像)和对应于当前心动周期的视觉表示(如对应于血流信息)的第二部分的超声波谱或图像(或将彼此相邻显示、叠加或重叠或以其他方式整合的多个超声波谱或图像)。例如波谱生成模块330可被配置用以使用由更新模块318输出的当前心动周期的视觉表示来确定用于显示血流的颜色(如用红色来指示第一方向上的血流、用蓝色来显示第二方向上的血流以及用红色波长范围(如约为620–780nm)或蓝色波长范围(如约为455–490nm)内的波长来显示血流的大小)。

[0082] 现参考图4,示出了显示血流速度信息的超声波谱400的实施例。超声波谱400包括对应于在当前心动周期数据样本412的超声信息之前检测到的超声信息的多个先前心动周期数据样本410a,410b,410c。数据样本410a–410c、412可指示患者血流的速度和时间信息。超声系统(如超声系统100、包括处理电路300的超声系统等)可被配置用以根据基于先前心动周期数据样本410a、410b、410c生成的预测波形来更新当前心动周期412。例如,取决于预测波形与当前心动周期的相似度,在显示当前心动周期数据样本412时可包括预测波形的数据。这样,通过使用预测波形考虑对患者血流的动态变化来改善当前心动周期412的信噪比。

[0083] 现参考图5,根据一些实施例示出了预测性地生成超声信息的视觉表示的方法500。该方法可通过超声系统实现,例如超声系统100、包括处理电路300的超声系统等。可执行方法500以向执行超声诊断程序的用户显示超声波谱或图像。

[0084] 在510处,超声信息被接收。例如,可将超声换能器探头定位在患者附近以检测患者的超声信息。

[0085] 在512处,生成第一波形。可生成第一波形以抓取超声信息的特征,例如形状、包络、速度配置(如速度分布、平均或最大速度)或超声信息的功率。可通过执行自动跟踪算法跟踪来自超声信息的波形而生成第一波形。第一波形也可以是来自超声信息的原始数据。

[0086] 在514处,多个先前心动周期和当前心动周期从第一波形中被识别。可基于关于患者的身体结构信息(包括心率)或通过识别第一波形的周期性特征(如峰值速度或峰值频率)来识别心动周期。

[0087] 在516处,基于多个先前心动周期预测第二波形。第二波形可以是多个先前心动周期的外推。第二波形可以是基于多个先前心动周期中识别的趋势或模式,例如强度、速度或形状的趋势或模式。

[0088] 在518处,基于比较当前心动周期与第二波形来确定相似度。相似度可基于执行绝对差和算法、互相关算法或模板匹配算法中的至少一个来确定。与当前心动周期相比,相似度可指示第二波形与所反映的患者身体结构状态的接近程度。

[0089] 在520处,将相似度与第一阈值(如较低阈值)进行比较。如果相似度不大于该第一

阈值,则在522处,可在当前心动周期中识别间隙。如果在当前心动周期中识别出间隙,则在524处,基于第二波形填充该间隙。例如,针对预测波形,间隙的位置可被预测并用于填充当前心动周期中的间隙(如,第一波形中的间隙的特征可被外推到当前心动周期中间隙出现时对应的时间点,并且第二波形的对应特征可被包括在当前心动周期中以填充间隙)。在间隙被填充后,可接收新的超声信息。

[0090] 如果相似度大于该第一阈值,则在526处,将相似度与第二阈值(如大于该第一阈值的第二阈值)进行比较。如果相似度大于该第二阈值,则在528处,视觉表示可作为当前心动周期或具有较大信号强度的预测波形的其中之一输出,这样可以指示更准确的患者表示。如果相似度大于第一阈值但小于或等于第二阈值,则在530处,可通过混合当前心动周期和第二波形(例如以与相似度成比例的方式在当前心动周期中包括来自第二波形的特征)来生成和输出视觉表示。

[0091] 如果在当前位置或当前心动周期中间隙未被识别,则在532处,可以调整位置跟踪。例如,基于第二波形,多个门位置可被使用来确定当前心动周期和第二波形之间是否存在更准确或相近的匹配。类似地,波谱或波谱线的多个样本长度可被使用来调整该位置。如果调整的跟踪导致新的信号匹配(如较高相似性),则在536处,空域增强当前心动周期(如通过在当前心动周期的边缘或边界处应用空域滤波器),并将该空域位置更新为对应于信号匹配被确定的位置。如果调整的跟踪未导致新的信号匹配(如较低相似性),则在538处,视觉表示作为当前心动周期输出。

[0092] 本公开考虑了用于完成各种操作的在任何机器可读介质上的方法、系统和程序产品。本公开的实施例可以使用现有计算机处理器或通过为了这个或另一目的而并入适当系统的专用计算机处理器或通过硬连线系统来实现。本公开范围内的实施例包括程序产品,该程序产品包括用于携带或具有存储在其上的机器可执行指令或数据结构的机器可读介质。这种机器可读介质可以是可由通用或专用计算机或具有处理器的其他机器访问的任何可用介质。举例来说,这种机器可读介质可包括RAM、ROM、EPROM、EEPROM、CD-ROM或其他光盘存储器、磁盘存储器或其他磁存储设备、或者可以用于以机器可执行指令或数据结构的形式携带或存储所需程序代码并可由通用或专用计算机或具有处理器的其他机器访问的任何其他介质。当信息通过网络或其他通信连接(既可以是硬连线、无线,也可以是硬连线或无线的组合)向机器传送或提供时,该机器可能视这种连接为机器可读介质。因此,任何这种连接都适当地称为机器可读介质。上述的组合也包括在机器可读介质的范围内。例如机器可执行指令包括使通用计算机,专用计算机或专用处理机器执行特定功能或功能组的指令和数据。

[0093] 尽管附图可以示出方法步骤的特定顺序,但步骤的顺序可以与所描述的顺序不同。还可以同时或部分同时执行两个或更多步骤。这种变化将取决于所选择的软件和硬件系统以及设计者的选择。所有这些变化都在本公开的范围之内。同样地,软件实现可以利用标准编程技术来完成,该技术具有基于逻辑的规则和其他逻辑以完成各种连接步骤、处理步骤、比较步骤和决策步骤。

[0094] 虽然本文已经公开了各种方面和实施例,但其他方面和实施例对于本领域技术人员来说将是显而易见的。这里公开的各个方面和实施例是出于说明的目的而不是限制性的,真正的范围和精神由下面的权利要求示出。

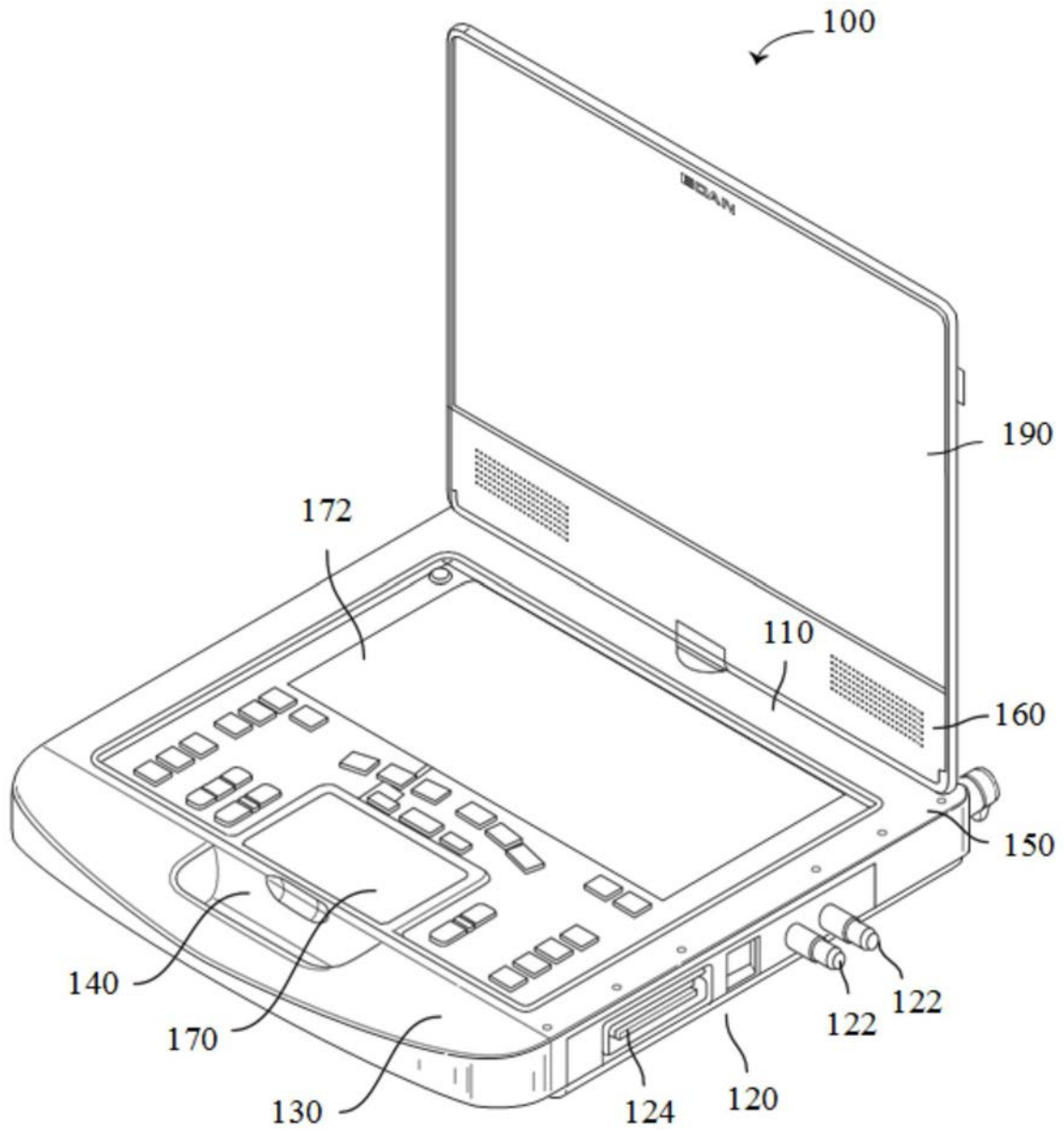


图1A

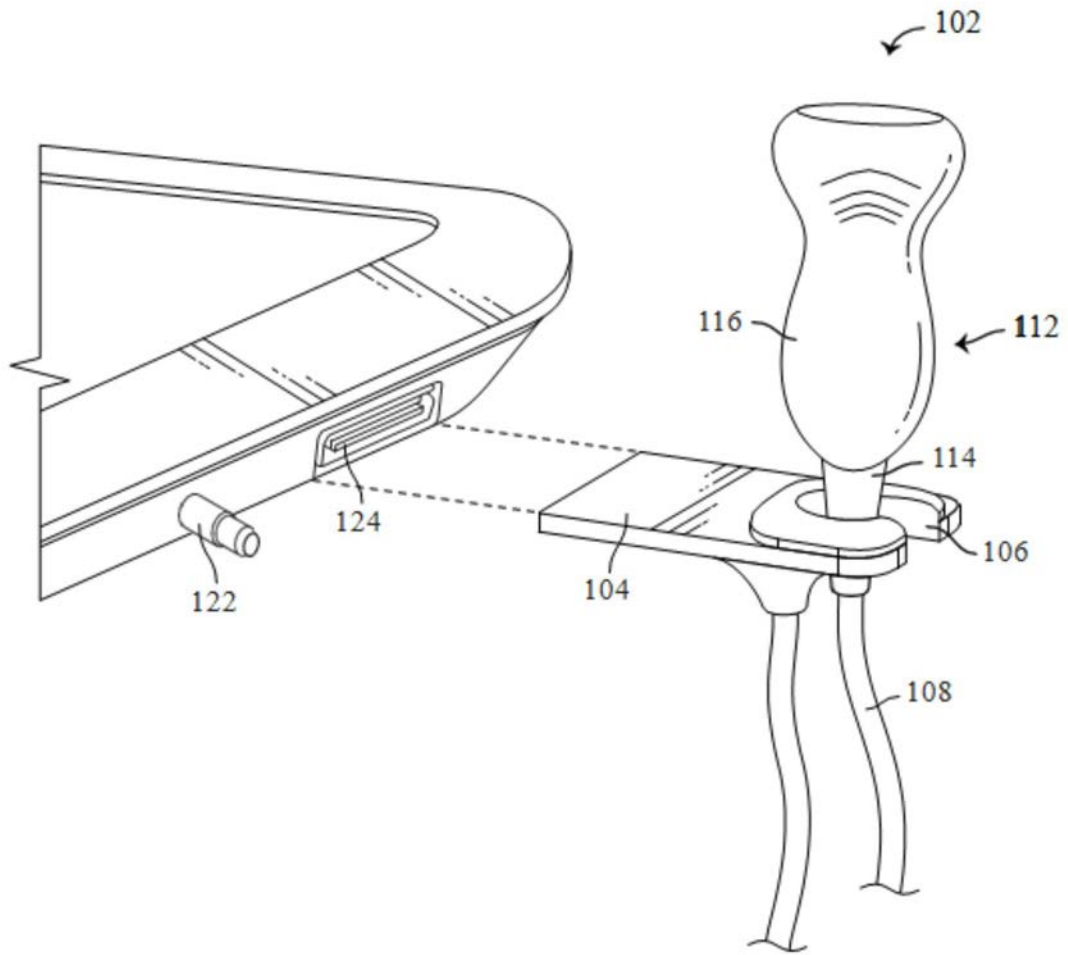


图1B

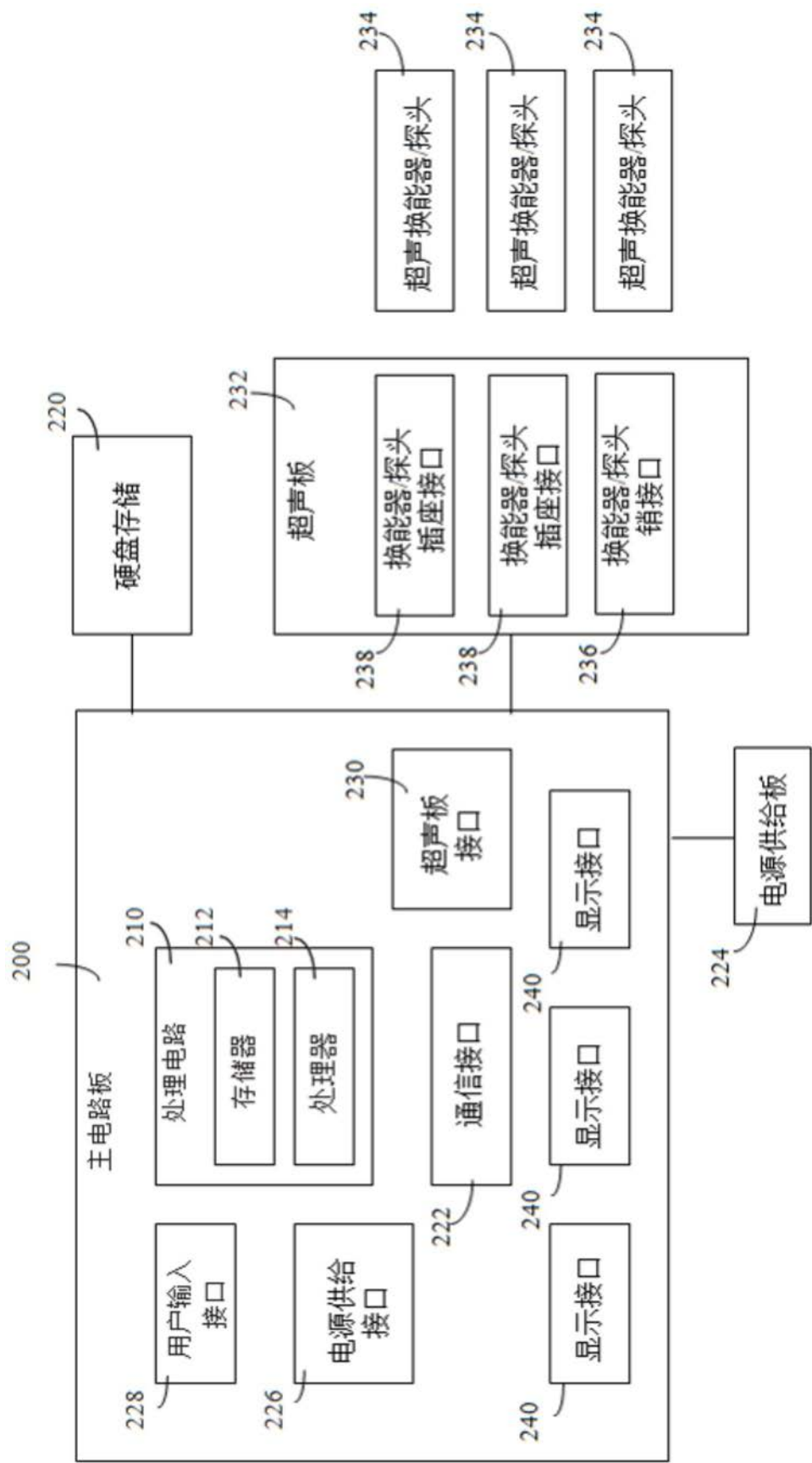


图2

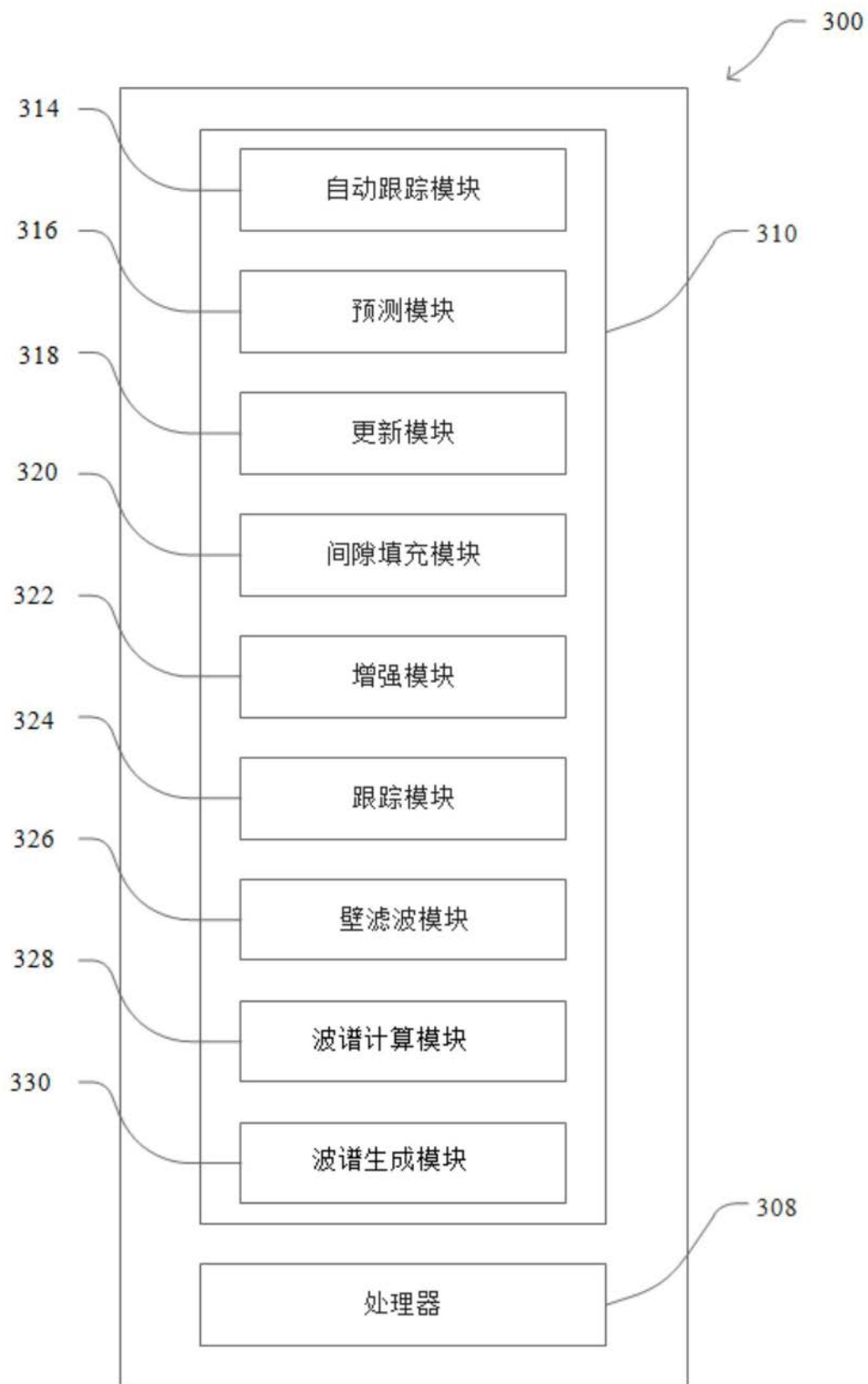


图3

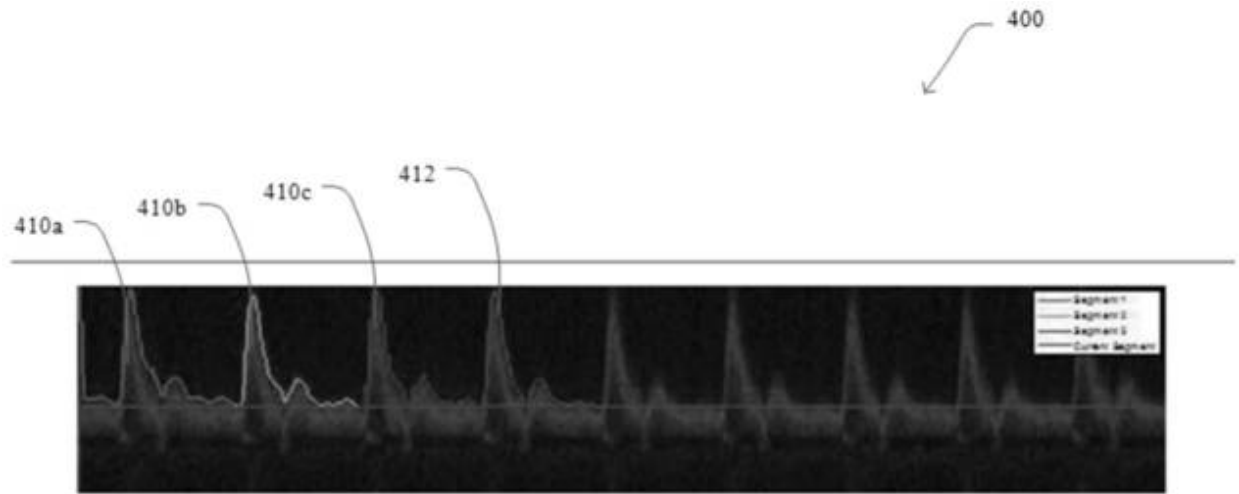


图4

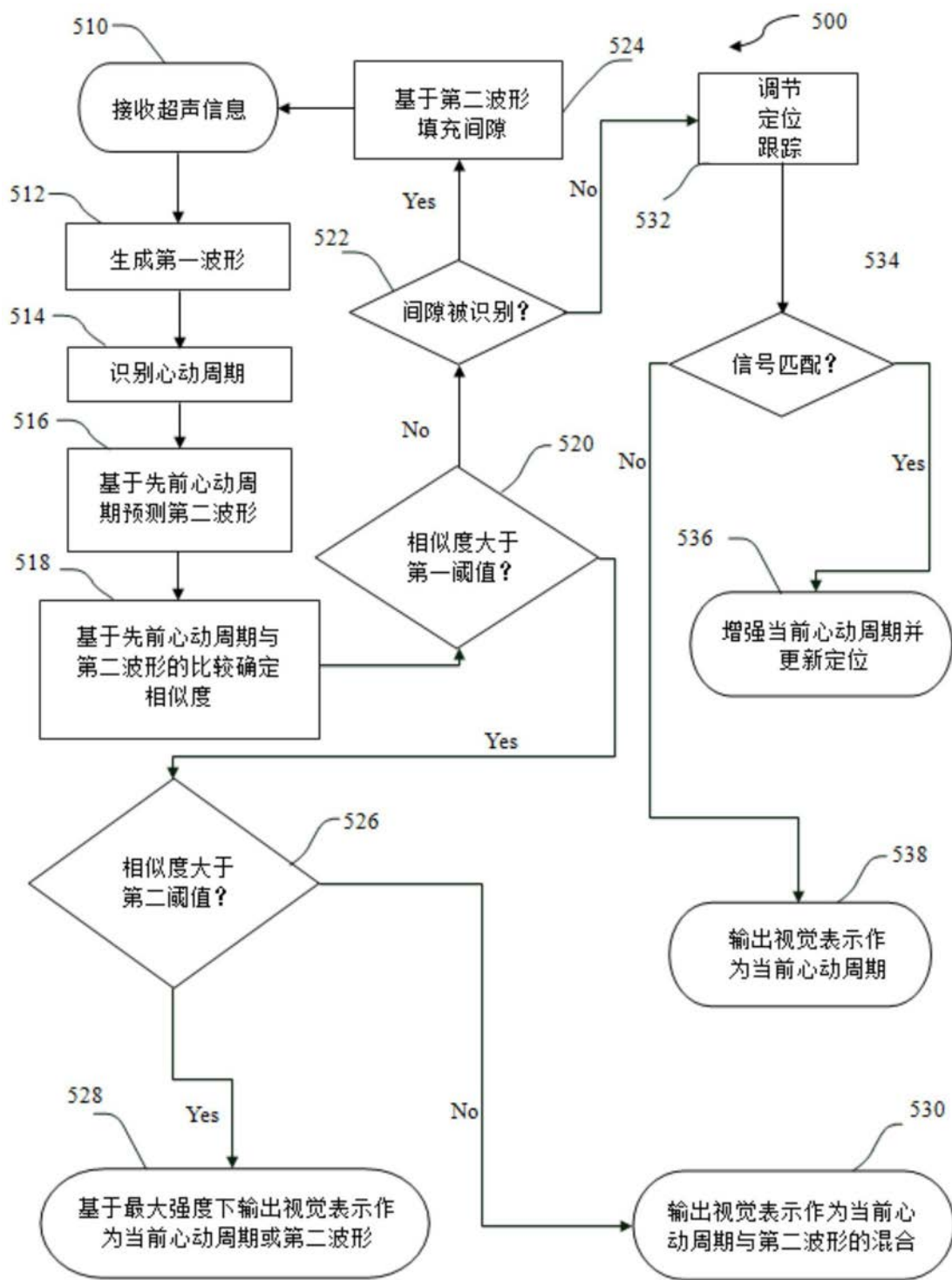


图5

专利名称(译)	用于脉冲波形预测处理的系统和方法		
公开(公告)号	CN110381843A	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201780068867.2	申请日	2017-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
[标]发明人	塞萨德里斯里尼瓦桑 虞上宠 凌锋		
发明人	塞萨德里·斯里尼瓦桑 虞上宠 凌锋		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/06 A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/4427 A61B8/4433 A61B8/461 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5238 A61B8/5284		
代理人(译)	李艳丽		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种系统(100)包括超声换能器(234)、处理电路(210)和显示器(190)。超声换能器(234)被配置为检测患者的超声信息并输出该超声信息。超声信息表示患者的血流。处理电路(210)被配置为通过自动跟踪该超声信息来生成第一波形，识别第一波形的多个先前心动周期和第一波形的当前心动周期，基于多个先前心动周期预测第二波形并基于第二波形更新当前心动周期的视觉表示。显示器(190)被配置为显示当前心动周期的视觉表示。

