



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414246 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201680086684.9

(74)专利代理机构 深圳中一专利商标事务所
44237

(22)申请日 2016.11.09

代理人 高星

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.12.27

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CN2016/105169 2016.11.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/086003 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

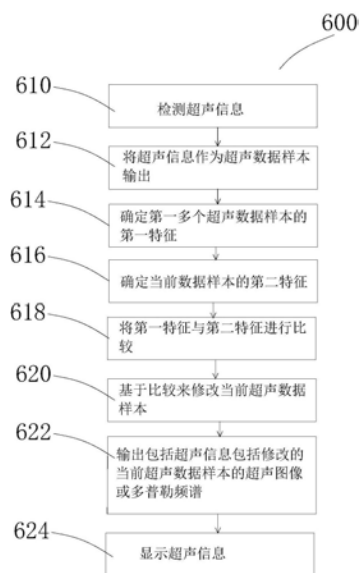
权利要求书3页 说明书16页 附图6页

(54)发明名称

用于多普勒频谱时间持续性的系统和方法

(57)摘要

一种超声系统(100)包括超声换能器、处理电路(300)和显示器。超声换能器被配置成检测来自患者(610)的超声信息并且输出超声信息作为超声数据样本(612),超声信息表示患者的血流信息。处理电路(300)被配置为确定在当前超声数据样本之前检测到的第一组多个超声数据样本(614)的第一特征,第一特征代表血流的周期性特征,确定当前超声数据样本(616)的第二特征,比较第一特征与第二特征(618),基于比较(620)修改当前超声数据样本,并输出基于第一特征与第二特征的比较而修改的当前超声数据样本的频谱信息(622)。显示器被配置为显示频谱信息(624)。



1. 一种系统,包括:

超声换能器,其被配置为检测来自患者的超声信息,并输出所述超声信息作为超声数据样本,所述超声信息表示所述患者的血流信息;

处理电路,其被配置为:

确定在当前超声数据样本之前所检测的第一组多个超声数据样本的第一特征,所述第一特征表示所述血流的周期性特征;

确定当前超声数据样本的第二特征;

将所述第一特征与所述第二特征进行比较;

基于所述比较修改当前超声数据样本;和

基于所述第一特征与所述第二特征的比较,修改当前超声数据样本的输出频谱信息;

和

显示器,其被配置为显示频谱信息。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,每一个超声数据样本对应于所述患者的一个心动周期。

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,通过测量所述第一特征与所述第二特征之间的相似度来比较所述第一特征与所述第二特征。

4. 根据权利要求3所述的系统,其特征在于,所述处理电路进一步的被配置为:

判断所述相似度是否超过第一阈值;

如果所述相似度超过所述第一阈值,则修改所述当前超声数据样本以包括所述第一组多个超声数据样本的至少第一部分;

判断所述相似度是否超过第二阈值;以及

如果所述相似度超过所述第二阈值,则修改所述当前超声数据样本以包括所述第一组多个超声数据样本的至少第二部分,所述第二部分的量级大于所述第一部分。

5. 根据权利要求3所述的系统,其特征在于,所述处理电路被进一步配置成:通过随着所述相似度的增加,非线性地增加与所述当前超声数据样本组合的所述第一组多个超声数据样本的比例,以修改所述当前超声数据样本。

6. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述处理电路被进一步被配置为:在确定所述超声数据样本的所述特征之前,过滤所述超声数据样本以去除与所述患者的血管壁对应的特征。

7. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述超声换能器被配置为检测所述患者体内的流体流动的流率或流速中的至少一个,并且所述处理电路被配置为基于所述患者体内的流体流动的流率或流速中的至少一个来进一步修改当前超声数据样本。

8. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述处理电路被配置为通过提取对应于所述超声数据样本时间函数的幅度的追踪形状,以确定所述超声数据样本的特征。

9. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述显示器被配置为以双工模式显示频谱信息,并且对所述当前超声数据样本的修改减少所述双工模式中的间隙。

10. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述处理电路被配置为基于绝对差相关、互相关和模板匹配组成的组中的至少一个,来比较所述第一特征与所述第二特征。

11. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述频谱信息包括多普勒频谱或超声图

像中的至少一个。

12. 一种方法,包括:

通过超声换能器检测来自患者的超声信息;

输出所述超声信息作为超声数据样本;

确定与对应于当前超声数据样本的超声信息之前检测的超声信息相对应的第一组多个超声数据样本的第一特征;

确定所述当前超声数据样本的第二特征;

将所述第一特征与所述第二特征进行比较;

基于所述比较来修改所述当前超声数据样本;以及

基于修改的当前超声数据样本显示频谱信息。

13. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,将所述第一特征与所述第二特征进行比较还包括,测量所述第一特征与所述第二特征之间的相似度。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括:

判断所述相似度是否超过第一阈值;

如果所述相似度超过所述第一阈值,则修改所述当前超声数据样本,以包括所述第一组多个超声数据样本的至少第一部分;

判断所述相似度是否超过第二阈值;以及

如果所述相似度超过所述第二阈值,则修改所述当前超声数据样本,以包括所述第一组多个超声数据样本的至少第二部分,所述第二部分的量级大于所述第一部分。

15. 根据权利要求13所述的方法,进一步包括,通过随着所述相似度的增加,非线性地增加与所述当前超声数据样本组合的所述第一组多个超声数据样本的比例,以修改所述当前超声数据样本。

16. 根据权利要求12所述的方法,进一步包括,在确定所述超声数据样本的所述特征之前,过滤所述超声数据样本以去除对应于所述患者的血管壁的特征。

17. 根据权利要求12所述的方法,进一步包括,通过提取对应于作为所述超声数据样本幅度的追踪形状来确定所述超声数据样本的特征。

18. 根据权利要求12所述的方法,进一步包括,以双工模式显示所述频谱信息,其中修改所述当前超声数据样本减少所述双工模式中的间隙。

19. 一种超声设备,包括处理电路,所述处理电路被配置为:

接收表示患者的血流信息的超声数据样本;

提取在当前超声数据样本之前检测的第一组多个超声数据样本的第一组多个追踪形状;

提取所述当前超声数据样本的第二追踪形状;

将所述第一组多个追踪形状与所述第二追踪形状进行比较;

基于所述比较而修改当前超声数据样本;以及

生成所述患者的身体结构的超声图像以及基于所述第一组多个追踪形状与所述第二追踪形状的比较,以修改的当前超声数据样本,其中,修改的所述当前超声数据样本减小与所述患者的身体结构相对应的所述超声图像的一部分中的间隙。

20. 根据权利要求19所述的超声设备,其特征在于,所述处理电路被进一步被配置为:

确定第一追踪形状和第二追踪形状之间的相似度；

判断所述相似度是否超过第一阈值；

如果所述相似度超过所述第一阈值，则修改所述当前超声数据样本以包括所述第一组多个超声数据样本的至少第一部分；

判断所述相似度是否超过第二阈值；以及

如果所述相似度超过所述第二阈值，则修改所述当前超声数据样本以包括所述第一组多个超声数据样本的至少第二部分，所述第二部分的量级大于所述第一部分。

21. 根据权利要求19所述的超声设备，其特征在于，所述处理电路被进一步被配置为在确定所述超声数据样本的特征之前过滤所述超声数据样本，以去除对应于所述患者的血管壁的特征。

用于多普勒频谱时间持续性的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明通常涉及超声系统。在一些实施方式中,本发明涉及可持续历史超声数据样本信息以显示超声频谱的超声系统。

背景技术

[0002] 超声系统可用于检测与患者有关的信息,包括与患者体内血流有关的信息,以便将有关患者体中的血流信息显示给医学专业人员或其他用户,使得用户可以基于该信息做出医学决策。例如,超声换能器可以将超声波发射到患者体内并且检测可能被患者血流和其他身体结构特征改变的回波,并且计算机可以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来显示频谱和/或图像。然而,在检测和显示超声信息的过程中涉及的各种因素会降低最终提供给用户的信息的信噪比,使得很难用准确和易于理解的方式来显示这些信息,并且很难使用户根据这些信息做出医学决策。

发明内容

[0003] 涉及一个实施例的一种系统。该系统包括超声换能器、处理电路和显示器。所述超声换能器被配置成检测来自患者的超声信息并且输出超声信息作为超声数据样本,所述超声信息表示患者的血流信息。所述处理电路被配置为确定在当前超声数据样本之前检测到的第一组多个超声数据样本的第一特征,而所述第一特征代表血流的周期性特征,确定当前超声数据样本的第二特征,比较第一特征与第二特征,基于比较修改当前超声数据样本,并输出基于第一特征与第二特征比较所修改的当前超声数据样本的频谱信息。所述显示器被配置为显示频谱信息。

[0004] 另一个实施例涉及一种方法。该方法包括通过超声换能器检测来自患者的超声信息。该方法包括输出超声信息作为超声数据样本。该方法包括确定在与第一超声数据样本对应的超声信息之前所检测到的超声信息对应的第一组多个超声数据样本的第一特征。该方法包括确定当前超声数据样本的第二特征。该方法包括将第一特征与第二特征进行比较。该方法包括基于比较修改当前超声数据样本。该方法包括基于修改后的当前超声数据样本显示频谱信息。

[0005] 另一个实施例涉及一种超声设备。该设备包括处理电路。该处理电路被配置为接收表示患者的血流速度的超声数据样本,提取在当前超声数据样本之前检测到的第一组多个超声数据样本的第一组多个追踪形状,提取所述当前超声数据样本的第二追踪形状,将所述第一组多个追踪形状与所述第二追踪形状进行比较,基于该比较而修改所述当前超声数据样本;并且生成所述患者的身体结构的超声图像以及基于所述第一组多个追踪形状与所述第二追踪形状的比较而修改的所述当前超声数据样本,其中修改的所述当前超声数据样本减少对应于所述患者的身体结构的超声图像的一部分的差异。

附图说明

- [0006] 图1A是根据一说明性实施例的超声系统的透视图。
- [0007] 图1B是根据一说明性实施例的超声系统的组件的透视图。
- [0008] 图2是根据一说明性实施例示出的超声系统的组件的框图。
- [0009] 图3是根据一说明性实施例示出的超声系统的处理电路的组件的框图。
- [0010] 图4是根据一说明性实施例的超声数据样本频谱的示意图。
- [0011] 图5是根据一说明性实施例的校准超声数据样本的示意图。
- [0012] 图6是根据本发明的一实施例的、修改当前超声数据样本的方法的流程图。

具体实施方式

[0013] 在转而详细示出示例性实施例的附图之前,应该理解的是,本申请不限于在说明书中阐述或在附图中示出的细节或方法。还应该理解的是,术语仅用于描述的目的,并不应被认为是限制性的。

[0014] 通常地,参照附图,超声系统可以包括:超声换能器、处理电路和显示器。超声换能器被配置为检测来自患者的超声信息,并输出超声信息作为超声数据样本。该超声信息表示患者的血流信息。该处理电路被配置为确定在当前超声数据样本之前被检测到的第一组多个超声数据样本的第一特征。例如,第一组多个超声数据样本可以对应于,在由超声换能器检测到的作为当前超声数据样本被输出的超声信息之前,由超声换能器检测到的超声信息。该第一特征可以表示血流的周期性特征,例如作为超声换能器接收的超声信号的作为时间函数的幅度信息。该处理电路被配置为确定当前超声数据样本的第二特征。该处理电路被配置为将第一特征与第二特征进行比较。该处理电路被配置为基于所述比较修改当前超声数据样本。例如,取决于第一特征和第二特征有多相似,该处理电路可以被配置为通过包括第一组多个超声数据样本的至少一部分来修改当前超声数据样本,例如通过执行(1)当前超声数据样本和(2)第一组多个超声数据样本的复合度量的加权平均值。该处理电路被配置为输出基于第一特征和第二特征的所述比较修改的当前超声数据样本的频谱信息。该频谱信息可以包括多普勒频谱或超声图像的其中至少一个。该显示器被配置为显示频谱信息。例如,该显示器可以将频谱信息显示为多普勒频谱;显示为B模式或彩色多普勒图像;该显示器可以以双工模式显示频谱信息,例如将表示患者身体结构的超声信息与身体结构内外的血流信息进行重叠。所述超声系统可以通过引入、组合或者包括在超声频谱中的当前数据样本之前检测到的、基于当前超声数据样本所产生的超声数据本来执行“时间持续性”。

[0015] 通过基于第一特征与第二特征的比较来修改当前超声数据样本,使用超声系统的可视化体验和医学诊断操作得到改进,例如通过减少双工方式图像显示中的差异(或其他人为因素),降低对不同于第一组多个超声数据样本和当前超声数据样本的噪声信息的重要性,或者除此以外改善超声频谱。例如,由于来自第一组多个超声数据样本的类似数据被传播到修改后的当前超声数据样本中,可以增强超声数据样本的信号分量,同时可以在所显示的超声频谱中减弱噪声分量。

A. 超声系统

[0016] 现在参照图1A,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

以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还可以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手柄系统130。其他实施例包括状态指示系统140,其向用户显示与便携式超声系统100相关的信息。便携式超声系统100还可以包括例如易于操作和可定制的用户界面、可调支脚、备用电池、模块化构造、冷却系统等特征。

[0017] 仍然参考图1A,主壳体150容纳便携式超声系统100的部件。在一些实施例中,容纳在主壳体150内的部件包括锁定杆系统120、人体工程手柄系统130和状态指示系统140。主壳体150还可以被配置为支撑由于便携式超声系统100的模块化构造可能被替换和/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可以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。

[0018] 现在参考图1B,示出了超声换能器组件102。根据一个示例性实施例,超声换能器组件102包括连接到引脚(122)型或插座(124)型超声接口的连接组件,显示为连接到电缆108的超声接口连接器104。电缆108可以连接到换能器探头112。而图1B仅示出了一个换能器组件102,更多的换能器组件可以基于引脚(122)型或插座(124)型超声接口的数量耦合到超声系统100。

[0019] 超声接口连接器104是可以在相对于引脚(122)型或插座(124)型的超声接口而言的移除位置、部分连接位置、以及完全连接位置之间移动,其中,在所述移除位置中该超声接口连接器104不被引脚(122)型或插座(124)型超声接口接收;在部分连接位置中该超声接口连接器104部分地被引脚(122)型或插座(124)型超声接口接收,在完全连接位置中该超声接口连接器104通过将换能器探头112电耦合到超声系统100的完全地被引脚(122)型或插座(124)型超声接口接收。在示例性实施例中,引脚(122)型或插座(124)型超声接口可包括检测该超声接口连接器104存在的传感器或开关。

[0020] 在此处包含的各种示例性实施例中,超声接口连接器104可容纳无源或有源电子电路以影响连接的换能器的性能。例如,在一些实施例中,换能器组件102可以包括滤波电路、处理电路、放大器、变压器、电容器、电池、故障保护电路或其他电子器件,其可以定制或促进换能器和/或整个超声机器的性能。在示例性实施例中,超声接口连接器104可以包括支架106,其中换能器探头112可以在不使用时被收纳。

[0021] 在诊断超声检查期间,换能器探头112发送和接收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。该换能器探头112的第一端114可以耦合到电缆108。该换能器探头112的第一端114可以在形状上变化以适当地促进电缆108和第二端116。该换能器探头112的第二端116可以在形状和尺寸上变化以便于传导不同类型的超声检查。换能器探头112的第一端114和第二端116的这些变化可以允许更好的检查方法(例如,接触、位置、场景等)。

[0022] 用户(例如,超声检验师,超声技师等)可以从位于超声接口连接器104上的支架106上移除换能器探头112、放置换能器探头112和与主屏幕190交互,以进行超声诊断检查。进行诊断超声检查可以包括将换能器探头112按压在患者身体上或将换能器探头112的变形结构放置到患者体内。被获取的超声频谱或图像可以在主屏幕190上查看。

[0023] 参考图2,方框图示出了便携式超声系统100的内部组件的一个实施例。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,并在便携式超声系统100的各种部件之间提供连接和通信。在一些实施例中,主电路板200被配置为可更换和/或可升级模块。

[0024] 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被配置为执行通用处理,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可以执行与由超声设备提供的信号和/或数据产生频谱和/或图像,运行用于便携式超声系统100的操作系统,接收用户输入等相关联的计算和/或操作。处理电路210可以包括用于处理任务的存储器212和处理器214。例如,处理电路210可以执行计算和/或操作。

[0025] 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部件的电路,一组分布式的处理部件,用于支持微处理器的电路或配置来处理的其他硬件。处理器214被配置为执行计算机代码。计算机代码可以被存储在存储器212中,以完成和促进本文关于便携式超声系统100所描述的活动。在其他实施例中,计算机代码可以从硬盘存储器220或通信接口222中被搜索并提供给处理器214(例如,计算机代码可以从主电路板200外部的来源提供)。

[0026] 存储器212可以是能够存储数据或与此处描述的活动有关的计算机代码的任何易失性或非易失性计算机可读存储介质。例如,存储器212可以包括被配置为由处理器214执行的计算机代码模块(例如,可执行代码、目标代码、源代码、脚本代码、机器代码等)的模块。存储器212可以包括计算机代码引擎或电路,该计算机代码引擎或电路可以类似于被配置为由处理器214执行的计算机代码模块。存储器212可以包括计算机可执行代码,该计算机可执行代码与包括超声画面,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等的功能有关。在一些实施例中,处理电路210可以表示多个处理设备(例如,多个处理器等)的集合。在这种情况下,处理器214代表装置的集体处理器,存储器212代表装置的集体存储装置。当由处理器214执行时,处理电路210被配置来完成此处描述的与便携式超声系统100相关联的活动,例如用于基于修改当前超声数据样本来产生超声频谱和/或图像(例如,用于通过触摸屏172和/或显示器190显示)。

[0027] 硬盘存储器220可以是存储器212的一部分和/或用于便携式超声系统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、超声频谱和/或图像、患者数据、操作系统、可执行代码以及用于支持此处描述的便携式超声设备100的活动的任何其他数据。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远离主电路板200定位并且与其耦合以允许传输数据、电源和/或控制信号。硬盘存储器220可以是光驱、磁驱动器、固态硬盘驱动器、闪存等等。

[0028] 在一些实施例中,主电路板200包括通信接口222。通信接口222可以包括能够实现主电路板200的部件与通信硬件之间的通信的连接。例如,通信接口222可以提供主电路板200和网络设备(例如,网卡、无线发射机/接收机等)之间的连接。在其他实施例中,通信接口222可以包括附加电路以支持所附通信硬件的功能,或促进通信硬件和主电路板200之间的数据传输。在其他实施例中,通信接口222可以是芯片系统(SOC)或其他允许传输数据和接收数据的集成系统。在这种情况下,通信接口222可以通过可移除封装或嵌入封装直接耦

合到主电路板200。

[0029] 便携式超声系统100的一些实施例中,便携式超声系统100包括电源板224。电源板224包括用于将电力输送到位于便携式超声系统100内的和/或附接到便携式超声系统100的部件和设备上的部件和电路。在一些实施例中,电源板224包括用于交流和直流转换的部件,用于转换电压的部件,用于传送稳定电源的部件等。这些部件可以包括变压器、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可以从位于远离电源板224的电路接收关于电池电源的可用电力的信息。例如,该电路可以被包括在电池内。在一些实施例中,电源板224包括用于在电源之间进行切换的电路。例如,当主电池被切换时,电源板224可以从备用电池汲取电力。在进一步的实施例中,电源板224包括与备用电池一起用作不可打断电源的电路。电源板224还包括到主电路板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可以向主电路板200发送信息,以确定剩余电量。到主电路板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(例如,在主电池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。在这种情况下,电源板224可以被配置为可更换和/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。电源单元可以将AC电力转换为DC电力以便在便携式超声系统100中使用。电源可以执行例如短路保护、过载保护、欠压保护等的附加功能。电源可以符合ATX规范。在其他实施例中,上述功能中的一个或多个可以由主电路板200执行。

[0030] 主电路板200还可以包括供电接口226,该供电接口226促进电源板224和主电路板200之间的上述通信。供电接口226可以包括能够实现主电路板200的部件和电源板224之间通信的连接。在进一步的实施例中,供电接口226包括用于支持电源板224的功能的附加电路。例如,供电接口226可以包括用于促进计算剩余电池电力,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的上述功能可以由供电接口226执行。例如,供电接口226可以是SOC或其他集成系统。在这种情况下,供电接口226可以作为可移除封装或嵌入封装直接耦合到主电路板200。

[0031] 继续参考图2,主电路板200的一些实施例包括用户输入界面228。用户输入界面228可以包括能够实现主电路板200的组件和用户输入设备硬件之间通信的连接。例如,用户输入界面228可以在主电路板200与电容式触摸屏、电阻式触摸屏、鼠标、键盘、按钮和/或用于进行的控制器之间提供连接。在一个实施例中,用户输入界面228将用于触摸板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,用户输入界面228包括用于触摸板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包括多个用户输入界面228。例如,每个用户输入界面228可以与单个输入设备(例如,触摸板170、触摸屏172、键盘、按钮等)相关联。

[0032] 在进一步的实施例中,用户输入界面228可以包括附加电路以支持所附接的用户输入硬件的功能,或促进用户输入硬件和主电路板200之间的数据传输。例如,用户输入界面228可以包括控制器电路,以使用作触摸屏控制器。用户输入界面228还可以包括:电路,用于控制与用户输入硬件相关联的触觉反馈设备。在其他实施例中,用户输入界面228可以是SOC或其它集成系统,其允许接收用户输入或除此之外控制用户输入硬件。在这种情况下

下,用户输入界面228可以作为可移除封装或嵌入封装直接耦合到主电路板200。

[0033] 主电路板200还可以包括便于超声板232与主电路板200之间通信的超声板界面230。超声板界面230可以包括使得能够在主电路板200的组件和超声板232之间进行通信的连接。进一步的实施例中,超声板界面230包括用于支持超声板232的功能的附加电路。例如,超声板界面230可以包括电路,以促进由超声板232提供的超声数据生成频谱或图像过程中所使用的系数的计算。在一些实施例中,超声板界面230是SOC或其他集成系统。在这种情况下,超声板界面230可以作为可移除封装或嵌入封装直接耦合到主电路板200。

[0034] 在其他实施例中,超声板界面230包括便于使用模块化超声板232的连接。超声板232可以是能够执行与超声成像(例如,将来自超声探头/换能器的传感器信息进行多路传输,控制由超声探头/换能器产生的超声的频率等)有关的功能的模块(例如,超声模块)。超声板界面230的连接可以便于超声板232的替换(例如,用升级板或用于不同应用的板替换超声板232)。例如,超声板界面230可以包括有助于精确对准超声板232和/或减少在移除和/或附接期间损坏超声板232的可能性的连接(例如,通过减小连接和/或移除该板所需的力,通过以机械优势来协助该板的连接和/或移除,等等)。

[0035] 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还可以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(例如具有插座型连接器的探头)与超声板232联接。例如,换能器/探头插座接口238可以包括将超声换能器/探头234连接到超声板232以传送电力和/或数据的电路和/或硬件。换能器/探头插座接口238可以包括将超声换能器/探头234锁定到位的硬件(例如,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。

[0036] 在一些实施例中,超声板232还包括一个或多个换能器/探头接口236。换能器/探头接口236使得具有引脚型连接器的超声换能器/探头234与超声板232相连接。换能器/探头接口236可以包括将超声换能器/探头234连接到超声板232以用于传输电力和/或数据的电路和/或硬件。换能器/探头接口236可以包括将超声换能器/探头234锁定到位的硬件。在一些实施例中,超声换能器/探头234通过锁定杆系统120锁定在适当位置。在一些实施例中,超声板232包括多个换能器/探头接口236,多个换能器/探头接口236允许连接两个或更多个引脚型超声换能器/探头。在这种情况下,便携式超声系统100可以包括一个或多个锁定杆系统120。在另外的实施例中,超声板232可以包括用于附加类型的换能器/探头连接的接口。

[0037] 继续参考图2,主电路板200的一些实施例中,主电路板200包括显示界面240。显示界面240可以包括实现主电路板200组件和显示设备硬件之间通信的连接。例如,显示界面240可以提供主电路板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进程图形处理单元或其他类型的显示硬件之间的连接。在一些实施例中,通过显示界面240将显示硬件到主电路板200的连接,其允许主电路板200上的处理器或专用图形处理单元去控制和/或发送数据到显示硬件。显示界面240可以被配置为将显示数据发送到显示设备硬件,以便于产生频谱和/或图像。在一些实施例中,主电路板

200包括用于多个显示装置的多个显示界面240(例如,三个显示界面240将三个显示器连接到主电路板200)。在其他实施例中,一个显示器界面240可以连接和/或支持多个显示器。在一个实施例中,三个显示界面240将触摸板170,触摸屏172和主屏幕190耦合到主电路板200。

[0038] 在进一步的实施例中,显示界面240可以包括附加电路,该附加电路支撑附接的显示硬件的功能,或促进显示硬件和主电路板200之间的数据传输。例如,显示界面240可以包括控制器电路、图形处理单元、视频显示控制器等。在一些实施例中,显示界面240可以是SOC或其它集成系统,其允许用显示硬件来显示频谱和/或图像,或以其他方式控制显示硬件。显示界面240可以作为可移除封装或嵌入封装直接耦合到主电路板200。结合一个或多个显示界面240的处理电路210可以在触摸板170,触摸屏172和主屏幕190中的一个或多个上显示频谱和/或图像。

[0039] 回过来参考图1A,在一些实施例中,便携式超声系统100包括一个或多个引脚型超声探头接口122。引脚型超声接口122可以允许超声探头连接到包含在超声系统100中的超声板232。例如,连接到引脚型超声接口122的超声探头可以经由换能器/探头接口236连接到超声板232。在一些实施例中,引脚型超声接口122允许便携式超声系统100的组件和超声探头之间的通信。例如,控制信号可以被提供给超声探头112(例如,控制探头的超声发射)并且超声系统100可以从探头接收数据(例如图像数据)。

[0040] 在一些实施例中,超声系统100可以包括用于固定超声探头的锁定杆系统120。例如,可以通过锁定杆系统120将超声探头固定在引脚型超声探头接口122中。

[0041] 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可以允许插座型超声探头连接到包含在超声系统100中的超声板232。例如,连接在插座型超声探头接口124上的超声探头可以通过换能器/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的部件与包含在其中或与其连接的其他部件便携式超声系统100。例如,可以将控制信号提供给超声探头(例如,控制探头的超声发射),并且超声系统100可以从探头接收数据(例如,成像数据)。

[0042] 在各种实施例中,如图1A-1B和图2中所示,便携式超声系统的一些或全部特征可以被提供到各种超声成像系统。在各种实施例中,可以提供各种超声成像系统作为便携式超声系统,便携式超声换能器,手持式超声设备,基于手推车的超声系统,集成到其他诊断系统中的超声系统等。

B. 用于多普勒频谱的时间持续性的系统和方法

[0043] 现在参照图3,示出了超声系统(例如,超声系统100)的处理电路300的实施例。处理电路300包括存储器310和处理器312。处理电路300可以类似于参考图2在此描述的处理电路210,并且执行类似于参考图2在此描述的处理电路210的功能。例如,存储器310可以类似于存储器212,并且处理器312可以类似于处理器214。参照图3在此处描述的,处理电路300(具体地,其存储器310)可以包括各种电子模块(例如,表征模块312等),其被配置为执行由超声系统执行的各种功能;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。通过向彼此发送指令来执行算法和其他功能,所述模块可以被配置来共享职责,以及接收由接收指令的模块生成的输出。

[0044] 在一些实施例中,处理电路300被配置成确定超声数据样本的特征。处理电路300可以从超声换能器(例如,与超声换能器组件102相似或相同的超声换能器)接收超声数据样本。超声数据样本可以对应于或代表超声信息,例如患者的血流特征。超声数据样本可以是来自超声换能器的原始数据。例如,超声数据样本可以是由超声换能器输出的模拟射频信号,或者是由模数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体内单点或区域内的血液速度。

[0045] 超声数据样本可以对应于超声信息的各个点(例如,对应于振幅,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),或者可以是组织成对应于持续时间的片段,例如与患者的心动周期对应的持续时间(例如,对应于振幅,频率,时间和/或位置信息的点的序列;对应于与患者的心动周期时间配对的速度的点的序列)。例如,超声数据样本可以包括对应于心动周期的[频率,时间]的一系列数据点对(例如,原始数据),或者如果已经执行了多普勒方程算法来处理原始数据,则超声数据样本可以包括与心动周期相对应的[速度,时间]数据点对的序列,或者基于超声信息的多普勒频谱与数据点对相对应的任何其他数据点对的序列。在一些实施例中,当修改当前超声数据样本时,可能包含被单个使用的第一超声数据样本,而不是第一组多个超声数据样本。通过仅强调当前和最近的超声数据样本,同时仍然提供来自先前的超声数据样本的持续信号信息的益处,这对于血流相对有活力的系统和患者状况是有益的。

[0046] 处理电路300可以包括表征模块312。表征模块被配置为确定超声数据样本的特征。表征模块312可以确定在当前超声数据样本之前检测到的第一组多个超声数据样本的第一特征,并且确定当前超声数据样本的第二特征。在一些实施例中,特征是由超声换能器组件102输出的模拟信号表示,例如作为时间函数的模拟信号的量级。在一些实施例中,特征是作为时间函数的速度信息(例如,以不同时间点的每单位时间距离为单位的尺寸速度,标准化为比例的速度,无量纲速度等)。如果超声数据样本表示在单个时间点单个速度,则该特征可以是单个速度。在一些实施例中,如果超声数据样本表示在多个时间点多个速度(例如,对应于患者的心动周期的多个速度),则该特征可以是多个速度随时间的变化,或者该特征可以表示多个速度(例如,平均速度,加权平均速度,超过或不超过阈值或落入范围内的多个速度,与心动周期或其他生理参数相关的阈值或范围,超过或不超过阈值等)。例如,通过将每个超声数据样本对应于心动周期,可以通过将每个超声数据样本的开始与心动周期的开始对齐并因此彼此对准来比较或以其他方式操纵超声数据样本。在一些实施例中,从自动追踪模块324接收特征(例如,特征是超声数据样本的提取形状)。该特征可以通过随时间变化,积分超声数据样本(或其一个或多个部分)来确定。

[0047] 在一些实施例中,在当前超声数据样本之前的第一组多个超声数据样本对应于紧接在当前超声数据样本之前的数据和/或心动周期。例如,第一组多个超声数据样本可以是紧接在当前超声数据样本之前检测到的模拟信号信息,从模拟信号信息中采样的数字信号信息,和/或对应于紧接在当前超声数据样本之前的速度点的数据和/或心动周期。在一些实施例中,第一组多个超声数据样本可以从大于要选择的数量的多个历史超声数据样本中选择。例如,如果历史超声数据样本信息对应于当前超声数据样本的心动周期之前的二十个心动周期,则可基于二十个心动周期的子集(例如每隔一个心动周期,最近的五个心动周期,五个随机选择的心动周期,一些心动周期加权到最近的周期,但最早回到第二十心动周

期或任何其他这样的心动周期的组合)。如果历史超声数据样本信息对应于作为时间函数的一万个数据值,则可以基于128个超声数据值(例如在整个万个值周期性地扩展的128个值)来确定第二特征;可以使用任意其他这种用于确定特征的值和值的组合。可以基于例如期望的图像质量,帧刷新率或其他用户体验因素,处理电路300的计算资源等的因素来确定所使用的超声数据样本的数量。

[0048] 在一些实施例中,特征表示超声数据样本与模板或预期超声数据样本(例如,存储在存储器310中或基于历史超声数据样本信息生成的模板超声数据样本)之间的匹配。例如,表征模块312可以被配置为执行例如此处描述的模式匹配算法(例如,绝对差相关性,互相关性,模板匹配等)。

[0049] 表征模块312可以被配置为确定第一组多个超声数据样本的特征。表征模块312可以确定对应于每个超声数据样本的多个特征,并且组合这些特征。例如,表征模块312可以确定平均特征,例如通过平均超声数据样本的提取形状(例如,通过向自动追踪模块324发送指令以提取每个超声数据样本的形状,例如具有作为时间函数的形状信息的形状,以及跨越超声数据样本的每个时间点的形状信息的平均)。表征模块312可以被配置为确定基于与患者的心动周期,或血液流速,或血液速度有关的生理参数加权的平均特征。例如,如果第一组多个超声数据样本对应于当前超声数据样本的心动周期之前的多个心动周期,则可以以为第一组多个超声数据样本中的每一个确定特征,然后平均到确定第一组多个超声数据样本的平均特征。表征模块312可以被配置为确定相对于检测到当前超声数据样本的时间的新近度加权的平均特征。

[0050] 在一些实施例中,表征模块312被配置成基于心动周期的预期特征来确定特征。该特征可以基于心动周期期间血流速度的预期峰值或谷值。例如,如果心动周期的一部分包括预期的峰值,则该特征可以至少部分地通过将超声数据样本的速度与预期的峰值的速度进行比较来确定。在一些实施例中,心动周期包括预期峰值和预期谷值,并通过将第一速度与预期峰值相比较,以及将第二速度与预期谷值进行比较来确定该特征。表征模块312可以在执行自动追踪模块324之前或之后确定特征。

[0051] 处理电路300可以包括比较模块314。比较模块314被配置为比较超声数据样本的特征,例如以确定超声数据样本之间,或者超声数据样本与模板特征之间的相似度(或差异)(例如,代表预期特征的模板特征,例如基于患者的生理参数(例如血流速度或速度)确定的预期特征,基于历史特征信息确定的预期特征等)。比较模块314可以被配置为输出比较的指示;例如,如果比较是相似度确定,则比较模块314可以被配置为:如果第一特征不具有与第二特征的相似度,则输出值“0”;如果第一特征与第二特征相同,则输出值“1”,并且随着相似度增加,值从0增加到1。

[0052] 比较模块314可以被配置为通过测量第一特征与第二特征的相似度来比较(在当前超声数据样本之前检测到的第一组多个超声数据样本的)第一特征和(当前超声数据样本的)第二特征。例如,如果每个特征表示单个速度,则相似度可以是第一特征相对于第二特征的比率或百分比。当生成当前超声数据样本的超声频谱时,所述比较可以用于确定应当使用多少(如果有的话)第一组多个超声数据样本表示的信息。通常,如果所述比较指示第一组多个超声数据样本与当前超声数据样本相对相似,则所述比较可以指示第一组多个超声数据样本,包括表示超声信息信号分量的信息(例如,对于所有超声数据样本或所有心

动周期共同的周期性信息),而不是噪声分量,并且,当生成当前超声数据样本的超声频谱时,处理电路300可以包括第一组多个超声数据样本的数据,该数据可以改善用户观看的超声频谱的清晰度和保真度。比较模块314可以执行通过执行壁式过滤器模块320的壁式过滤之前或之后的原始超声数据样本的特征的比较。比较模块314可以在通过自动追踪模块324执行自动追踪之前或之后,执行超声速度数据或其他多普勒频谱数据的特征的比较。

[0053] 在一些实施例中,如果每个特征表示随时间的多个速度(例如,对应于患者的心动周期的多个速度或其一部分),可以基于比较第一特征的每个速度相对于第二特征的每个速度的相似性。可以通过基于零点(例如,零点例如心动周期的开始,心动周期的中点,心动周期期间的转变点和心动周期的终点等)对准时间特征来比较速度。相似性可以被确定为相应速度的平均比率(或加权平均比率)。

[0054] 在一些实施例中,如果每个特征表示超声数据样本的提取形状(例如,从自动追踪模块324接收的提取形状),则比较模块314可以通过比较提取的形状。例如,比较模块314可以被配置成及时地对准每个提取的形状,并且确定提取的形状的对应速度之间的比率或其他相似性。比较模块314还可以通过将提取的形状与模板或期望的形状进行比较来确定相似性。

[0055] 在一些实施例中,比较模块314被配置为基于绝对差相关性的总和来比较第一特征和第二特征。比较模块314可以确定特征的每个数据点的绝对差值,并确定绝对差值的总和。例如,如果特征是作为时间函数的速度信息,则比较模块314可以确定每个特征的每个速度数据点的绝对差值,并且确定绝对差值的总和。如果特征是超声数据样本的表示(例如,由自动追踪模块324确定的提取形状),则比较模块可以识别特征中彼此对应的分量(例如,基于超声数据样本),并基于相应的分量确定绝对差相关性的总和。

[0056] 比较模块314可以被配置为基于互相关来将第一特征与第二特征进行比较。例如,比较模块314可以被配置为执行滑点积算法以便测量第一特征与第二特征的相似性;由于滑点积算法的结果幅度增加,相似性将增加,反之亦然。

[0057] 在一些实施例中,比较模块314被配置为基于模板匹配将第一特征与第二特征进行比较。例如,比较模块314可以包括存储超声数据样本(或其特征)的模板的数据库,例如识别超声数据样本共同特征的模板,例如作为时间函数的速度信息。例如,模板可以包括作为与患者的模板或预期心动周期对应的时间函数的速度信息。在一些实施例中,模板是自动追踪超声数据样本的模板(例如,自动追踪超声数据样本,其对应于由自动追踪模块324提取的超声数据样本的形状)。在一些实施例中,模板是心动周期的速度的无量纲形状(例如,对于心动周期期间的每个时间点的预期速度量级或幅度,按照一定的比例被标准化,例如-100至100刻度的比例);可以将模板乘以例如流动状态参数(例如流速,流率等)的生理参数,以尺寸化模板或以其他方式将模板应用于患者和患者的血流信息。

[0058] 在一些实施例中,比较模块314可以被配置来学习模板。例如,比较模块314可以存储超声数据样本,该超声数据样本随着时间从超声换能器组件102中接收,识别超声数据样本的共同特征(例如,沿着心动周期的点处的常见速度或速度范围),并且生成基于所识别的共同特征的模板。

[0059] 处理电路300可以包括超声数据修改模块316。超声数据修改模块316可以接收来自表示第一特征与第二特征比较的比较模块314的输出,并且基于该比较生成超声频谱。通

常,如果所述比较指示第一特征和第二特征相对相似,则当修改当前超声数据样本时,超声数据修改模块316可包括来自第一组多个超声数据样本的更多数据。来自所使用的第一组多个超声数据样本的数据可被归一化为幅度与当前超声数据样本类似,以便于组合当前超声数据样本与第一组多个超声数据样本。例如,如果一个当前超声数据样本要与在当前超声数据样本之前检测到的四个超声数据样本组合,那么可以对四个超声数据样本进行平均(例如,总计在一起然后除以四),或者除此以外,使用此处公开的方法将这四个超声数据样本组合成单个数据样本。在一些实施例中,如果来自比较模块314输出指示的第一特征和第二特征是相同的(例如,如果来自比较模块314的输出是“1”),则修改后的超声数据样本可以是与当前超声数据样本,以及第一组多个超声数据样本中的每一个相同的或几乎相同,这取决于第一特征和第二特征与各个超声数据样本的全部特征的匹配程度。超声数据修改模块316可以被配置为在壁式过滤器模块320执行壁式过滤之前或之后执行数据修改。超声数据修改模块316可以被配置为在自动追踪模块324执行自动追踪之前或之后,来执行数据修改。

[0060] 超声数据修改模块316被配置为输出修改的超声数据样本,其包括当前超声数据样本。取决于来自比较模块314的输出,该输出可以包括第一组多个超声数据样本的至少一部分,例如用于频谱生成模块328基于修改的超声数据生成超声数据样本的频谱。

[0061] 在一些实施例中,超声数据修改模块316将当前超声数据样本修改为当前超声数据样本和第一组多个超声数据样本的加权平均值(例如,由比较模块的输出加权的平均值314)。例如,如果比较模块314的输出是“0.5”,则当前超声数据样本可以通过相等地加权(1)当前超声数据样本和(2)第一组多个超声数据样本来进行修改。如此,超声数据修改模块316可以被配置为根据来自比较模块316的输出,以线性地修改当前超声数据样本。

[0062] 在一些实施例中,超声数据修改模块316被配置为基于相似度是否超过一个或多个阈值来修改当前超声数据样本。例如,超声数据修改模块316可以被配置为将相似度与第一阈值进行比较,并且如果相似度超过第一阈值,则修改当前超声数据样本,来包括第一组多个超声数据样本的至少一部分值。超声数据模块可以被配置为将相似度与大于第一阈值的第二阈值进行比较,并且如果相似度超过第二阈值,则修改当前超声数据样本,来包括第一组多个超声数据样本的更大部分。例如,如果相似度小于或等于第一阈值,则不包括来自第一组多个超声数据样本的数据;如果相似度大于第一阈值且小于或等于第二阈值,则包括来自第一组多个超声数据样本的第一部分(例如,相对较低部分)的数据;如果相似度大于第二阈值,则包括来自第一组多个超声数据样本的数据的第二部分(例如,大于第一部分的相对高的部分)。例如,超声数据修改模块316可以被配置为将当前超声数据样本修改为输出 = $(1-\alpha) * (\text{第一组多个超声数据样本的表示}) + \alpha * (\text{当前超声数据样本})$ 。 α 可以是一个确定为(如果相似度小于第一个阈值,则 $\alpha=0$;如果相似度大于或等于第一个阈值且小于第二个阈值,则 $\alpha=\alpha_{\text{low}}$;如果相似度大于第二个阈值,则 $\alpha=\alpha_{\text{high}}$)的比例常数。在一些实施例中,表征模块312被配置为确定对应于每个第一组超声数据样本的多个第一特征,比较模块314被配置为通过多个第一特征中的每一个与第二特征的比较来确定多个比较数据,并且超声数据修改模块316被配置为针对多个比较数据中的每一个来使用多个阈值(或阈值组)。

[0063] 阈值可以基于普通患者或正在检查的患者的生理参数来确定。例如,阈值可以是流动状态的函数(例如,患者中的血流速度或流速)。如果流动状态指示高流速或高血流量,

则可以增加阈值,从而当修改当前超声数据样本时,减少包括来自第一组多个超声数据样本的数据量;类似地,如果在第一组多个超声数据样本与当前超声数据样本之间存在流动状态的大变化(例如,如果流动状态的变化指示患者的血流特征已显著改变,使得由第一组多个超声数据样本表示的历史信息不那么相关),阈值也可以增加。在一些实施例中,阈值基于用户输入(例如,如在此参照图2描述的在用户界面处接收的用户输入)来确定。

[0064] 在一些实施例中,阈值随着时间差的增加而增加,其在当前超声数据样本的检测时间和当前超声数据样本之前的第一组多个超声数据样本的检测时间之间增加。例如,如果第一组多个超声数据样本距离当前超声数据样本的时间相对较远,则第一组多个超声数据样本可能与精确确定如何显示当前超声数据样本的相关性较小。

[0065] 超声数据修改模块316可以被配置为基于非线性函数来修改当前超声数据样本,来包括第一组多个超声数据样本的一部分。例如,超声数据修改模块316可以使用指数函数,在修改当前超声数据样本时,利用幂律函数或任何其他非线性函数来确定要包括的第一组多个超声数据样本的比例。在一些实施例中,超声数据修改模块316被配置为通过随着相似度增加而非线性地增加与当前超声数据样本组合的第一组多个超声数据样本的一部分,来修改当前超声数据样本。在各种实施例中,可以组合各种函数和阈值。例如,如果相似度小于第一阈值,则不包括来自第一组多个超声数据样本的数据;来自所使用的第一组多个超声数据样本的数据量可以随着从第一阈值到第二阈值增加的相似度而线性增加;当相似度从第二阈值增加到最大值(例如,指示第一特征和第二特征相同的最大值)时,来自所使用的第一组多个超声数据样本的数据量可以指数的方式增加。

[0066] 在一些实施例中,超声数据修改模块316被配置为基于例如患者体内流体流动的流率或流速中的至少一个的流动状态,来修改当前超声数据样本。超声换能器组件102可以被配置为检测流率或流速中的至少一个,并且超声数据修改模块316可以接收流率或流速中的至少一个。处理电路300可以被配置为基于从超声换能器组件102接收的超声信息(例如,超声数据样本)来确定流率或流速中的至少一个。例如,流率可以通过执行基于超声频率信息的多普勒的方程算法;流速可以通过执行算法来确定,该算法组合对应于关注区域的空间区域上的流率以确定流速。在一些实施例中,流动状态是流动强度的表示,例如作为流率和流动速率的函数的表示。

[0067] 超声数据修改模块316可以基于流动状态修改当前超声数据样本,其通过改变包括在当前超声数据样本中或与当前超声数据样本结合的第一组多个超声数据样本的比率来修改当前超声数据样本。例如,如果流速相对较低,或者如果流率相对较低,则可以修改当前超声数据样本以包括更多第一组多个超声数据样本;如果流速相对较高,或者如果流率相对较高,则可以修改当前超声数据样本以包括较少的第一组多个超声数据样本。在一些实施例中,当前超声数据样本与第一组多个超声数据样本的比率可以与当前超声数据样本的流动状态和第一组多个超声数据样本的流动状态的比率成比例。例如,可以基于流动状态来动态调整当前超声数据样本的修改。

[0068] 在一些实施例中,处理电路300包括间隙填充模块318。间隙填充模块318可以被配置为填充从超声换能器组件102接收到的超声数据(例如,通过采样模拟信号而生成的模拟信号或数字信号)中的间隙。超声数据中的间隙可能在超声数据未被采集的时间点期间发生,例如由于超声换能器的空间范围的限制。间隙填充模块318可以被配置来在发生间隙的

时间点之前重复获取超声数据样本,或者在发生间隙的时间点之前和/或之后插入超声数据样本以填补空缺。

[0069] 处理电路300可以包括壁式过滤器模块320。壁式过滤器模块320被配置为在确定超声数据样本的特征之前过滤超声数据样本,以去除与患者的血管壁相对应的特征。例如,壁式过滤器模块320可以被配置为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,例如,通过将高通滤波器应用于超声信息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。与检测血管壁的典型频率相比,高通滤波器可以基于存储关于检测血流的典型频率的信息来校准。高通滤波器可以动态校准和/或响应于用户的输入,例如,用户输入指示来自用户的反馈,该反馈描述所显示的超声数据样本的频谱是否包括表示血管壁的信息。壁式过滤器模块320可以与间隙填充模块318互换。

[0070] 在一些实施例中,壁式过滤器模块320被配置为在表征模块312、比较模块314和超声数据修改模块316处理之前过滤超声数据样本。这可以改善所显示的频谱,例如通过从超声数据样本中移除壁部件,否则这些壁部件可能会将噪声引入到由表征模块312进行的表征分析中。

[0071] 处理电路可以包括频谱计算模块322。频谱计算模块322可以被配置为生成超声数据样本的多普勒频谱。频谱计算模块322可以接收由超声换能器组件102检测到的,作为多普勒频移的超声数据样本,并且通过执行多普勒方程算法,来处理多普勒频移以确定速度信息(例如,确定时域中的速度信息,根据时间和/或空间确定速度信息等)。在一些实施例中,频谱计算模块322被配置为在执行多普勒方程算法以确定速度信息之前,处理超声数据样本以识别频移。频谱计算模块322可以被配置为输出速度信息作为配对点(例如,[速度,时间]对)。

[0072] 在一些实施例中,处理电路300包括自动追踪模块324。自动追踪模块324可以被配置为执行识别超声数据样本追踪特征的自动追踪算法,例如用于表征模块314基于所识别的追踪特征来确定超声数据样本的特征。例如,自动追踪模块324可以提取追踪形状,该追踪形状对应于作为超声数据样本时间函数的速度和/或速度幅度。在一些实施例中,追踪超声数据样本包括识别超声数据样本中的速度值,以及插值连续速度值之间的速度(例如,在速度值之间线性插值)。自动追踪模块324可以计算接收的多普勒频谱中的超声数据信号的包络。自动追踪模块324可以被配置为连续地(例如,自动地)提取超声数据样本的速度轮廓的追踪形状。自动追踪模块324可以存储心动周期速度曲线(或者追踪成形)的模板,或者从存储器310的另一个模块中检索模板,并且将速度和时间数据点对的序列分组为超声数据样本对应于心动周期。例如,模板可以指示特征的预期位置,例如心动周期中的上升值(例如,点之前的速度增加,并且点之后的速度增加的点)、停滞值(例如,速度变化相对较小的点)、速度增加、速度减少,和/或下降值(例如,点之前的速度减少,并且点之后的速度减少的点),自动追踪模块324可以被配置为将速度序列和时间数据点对与特征的预期位置对齐。

[0073] 在一些实施例中,处理电路300包括后处理模块326。例如,后处理模块326可以被配置为通过执行增益和/或动态范围修改算法,来处理超声数据样本,例如用于改善基于超声数据样本生成并显示的超声频谱信息的视觉质量。后处理模块326可以与自动追踪模块324互换。

[0074] 处理电路300可以包括频谱生成模块328。频谱生成模块328被配置为基于当前超声数据样本生成超声频谱或图像(例如,对应于超声频谱的频谱数据和/或对应于超声图像的图像数据),并且可以以显示的格式(例如,用于通过触摸屏172,主显示器190等显示)输出超声频谱。频谱生成模块328可以经由显示界面240输出超声频谱。频谱生成模块328可以生成包括像素阵列或矩阵的超声频谱,每个像素对应于显示器上的显示点。频谱生成模块328可以包括每个像素的颜色和亮度信息(例如,与使用一个或多个像素显示的超声数据样本对应的颜色和亮度信息)。

[0075] 在一些实施例中,频谱生成模块328被配置为生成用于显示的双工(和/或三工)频谱信息。例如,频谱生成模块328可以与对应于患者身体的结构(例如,该结构的二维图像)的第一部分和对应于超声数据样本(例如,对应于血流信息)的第二部分,来生成超声频谱或图像(或者多个超声频谱或图像,以彼此相邻地显示,叠加或覆盖,或以其他方式协调)。例如,频谱生成模块328可以被配置成使用由超声数据修改模块316输出的修改的当前超声数据样本,来确定用于显示血流的顏色(例如,使用红色来指示第一方向上的血流,蓝色来显示第二方向上的血流,以及红色波长范围(例如,大约620-780nm)或蓝色波长范围(例如大约455-490nm)内的波长以显示血流量值)。

[0076] 在一些实施例中,频谱生成模块328由于使用在当前超声数据样本之前检测到的第一组多个超声数据样本,来修改当前超声数据样本而生成改进的超声频谱。例如,如果双工或三工图像具有间隙(例如,由于干涉引起的间隙,信号被患者体内的结构阻挡等),修改当前超声数据样本可以减少或消除间隙,例如通过在间隙发生的空间和时间内插入血流信息。

[0077] 在一些实施例中,随着时间的推移,使用多个先前的超声数据样本来修改每个超声数据样本。换句话说,处理电路300可以被配置为接收和/或存储尚未被修改的原始超声数据样本,并且还存储对应的修改的超声数据样本,用于超声信息完整历史记录接收。在一些实施例中,当选择多个先前的超声数据样本以修改当前超声数据样本时,处理电路300可以被配置为使用原始的超声数据样本(而不是修改的超声数据样本)。这在信噪比可能已经相对较高的情况下,或患者的生理参数相对动态的系统和患者状况中是有利的,从而使得处理电路300不会无意地训练仅表示信号数据的特征子集或过时的血流特征。在一些实施例中,处理电路300可以被配置成选择至少一些修改的超声数据样本,来修改当前超声数据样本。这在信噪比可能相对较低的情况下或患者的生理参数可能相对静止的系统和患者状况下可以是有益的,从而避免基于先前的超声的噪声特征修改当前超声数据样本。

[0078] 现在参照图4,示出了显示血流速度信息的超声频谱400的实施例。超声频谱400包括对应于在当前超声数据样本412的超声信息之前检测到的超声信息的多个超声数据样本410a,410b,410c。超声数据样本410a,410b,410c和412可以指示患者的血流速度和时间信息。超声系统(例如,超声系统100,包括处理电路300等的超声系统)可以被配置为修改当前超声数据样本,来包括超声数据样本410a,410b,410c的多个超声数据样本。例如,取决于超声数据样本410a,410b,410c与当前超声数据样本的相似度,当显示当前超声数据样本412时,先前多个超声数据样本的数据可以被包括。因此,当前超声数据样本图像412的噪声比被改善。

[0079] 现在参照图5,示出了将当前超声数据样本510与先前超声数据样本520进行比较

的对齐图500的实施例。超声数据样本510,520对应于大约一百个单独的超声数据样本点,并且如图所示,已经被壁式过滤(例如,被壁式过滤器模块320过滤以去除对应于血管壁的低频成分)。在一些实施例中,可以选择超声数据样本点,使得超声数据样本510,520对应于患者的心动周期。处理电路300可以被配置为将当前超声数据样本510与之前的超声数据样本520对齐,以便于比较先前超声数据样本510的第一特征与当前超声数据样本520的第二特征,例如通过对齐患者的心动周期期间对应于相似时间点的超声数据样本的振幅。

[0080] 现在参考图6,示出了修改当前数据样本的方法600。方法600可以通过超声系统(例如超声系统100,包括处理电路300的超声系统等)来实现。可以执行方法600以向执行超声诊断过程的用户显示超声频谱或图像。

[0081] 在610处,检测超声信息。例如,超声换能器探头可以定位在患者附近以检测来自患者的超声信息。

[0082] 在612处,将超声信息作为超声数据样本输出。超声换能器探头可以输出超声信息作为频率信息。在一些实施例中,超声换能器探头可以被配置为将频率信息处理为速度信息作为时间函数,并且输出超声数据样本作为速度信息作为时间函数。

[0083] 在614处,第一组多个超声数据样本的第一特征被确定。该特征可以是作为时间函数的速度信息与。该特征可以对应于患者的心动周期。在一些实施例中,确定第一特征包括自动追踪多个超声数据样本,来提取多个超声数据样本的形状。例如,可以执行自动追踪算法,该自动追踪算法提取表示速度信息随时间变化的超声数据样本的形状。在616处,当前超声数据样本的第二特征被确定。除了第二特征是针对单个超声数据样本,而第一特征可以是第一组多个超声数据样本中的每一个的特征的复合度量,或者第一组多个超声数据样本的平均值的特征之外,第二特征可以以与第一特征类似的方式确定。

[0084] 在618处,将第一特征与第二特征进行比较。例如,可以比较由特征指示的速度信息或其他值(例如,在大小上比较,按比例等比例)。在一些实施例中,将第一特征与第二特征进行比较包括测量第一特征与第二特征之间的相似度。在一些实施例中,将第一特征与第二特征进行比较包括执行绝对差算法,互相关算法或模板匹配算法中的至少一个。在一些实施例中,将第一特征与第二特征进行比较包括将特征与模板特征(例如,代表典型或预期心动周期的模板特征)进行比较。

[0085] 在620处,基于比较来修改当前超声数据样本。例如,当前超声数据样本可以与第一组多个超声数据样本进行平均(包括加权平均)。在一些实施例中,修改当前超声数据样本包括将相似度与一个或多个阈值进行比较,并基于相似度是否超过一个或多个阈值来修改当前超声数据样本。在一些实施例中,修改当前超声数据样本包括随着相似度的增加线性或非线性地增加与当前超声数据样本组合的第一超声数据样本的比例。

[0086] 在622处,输出包括修改的当前超声数据样本的超声图像(例如,B模式图像,彩色多普勒等)或多普勒频谱中的至少一个的图像信息。图像信息可以包括像素信息,例如像素的阵列或矩阵,其中每个像素具有颜色和亮度。像素可以用于表示用于显示的超声数据样本,以及用于显示双工模式的患者身体的结构。

[0087] 在624处,显示频谱信息。例如,超声系统的显示器可以接收频谱信息并将频谱信息显示给用户(例如执行超声诊断程序的医学专业人员,患者等)。在一些实施例中,显示频谱信息包括以双工模式显示超声频谱,并且显示的当前超声数据样本的修改减少了双工模

式超声图像中的间隙。

[0088] 在一些实施例中,方法600包括过滤超声数据样本,来去除对应于患者血管壁的特征。例如,可以将高通滤波器应用于超声数据样本以去除超声数据样本的低频分量。与血管壁的已知或预期频率相比,高通滤波器可基于已知或预期的血流频率进行校准。在一些实施例中,在确定超声数据样本的特征之前进行超声数据样本的过滤,这可有利地在表征之前去除超声数据样本的噪声分量,有助于将表征集中在信号分量上。

[0089] 本发明考虑了用于完成各种操作的任何机器可读介质上的方法,系统和程序产品。本发明的实施例可以使用现有的计算机处理器来实现,或者通过用于适当系统的为了该目的或另一目的而合并的专用计算机处理器来实现,或者通过硬连线系统来实现。本发明范围内的实施例包括程序产品,其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任何可用的介质,其可以被通用或专用计算机或具有处理器的其他机器访问。举例来说,此类机器可读介质可以包括RAM,ROM,EPROM,EEPROM,CD-ROM或其它光盘存储器,磁盘存储器或其他磁存储设备,或可用于携带或存储的任何其他介质期望的机器可执行指令或数据结构形式的程序代码,并且可以由通用或专用计算机,或具有处理器的其他机器访问。当信息通过网络或其他通信连接(硬连线,无线或硬连线或无线连接)传输或提供给机器时,机器将连接正确地视为机器可读介质。因此,任何这样的连接都被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。机器可执行指令包括例如使通用计算机,专用计算机或专用处理机器执行某一功能或一组功能的指令和数据。

[0090] 尽管这些图可能会显示方法步骤的特定顺序,但这些步骤的顺序可能与所描述的顺序不同。也可以同时或部分同时执行两个或更多个步骤。这种变化取决于所选择的软件和硬件系统以及设计人员的选择。所有这些变化都在本发明的范围内。同样地,软件实现可以通过标准编程技术来完成,其中使用基于规则的逻辑和其他逻辑来完成各种连接步骤,处理步骤,比较步骤和决策步骤。

[0091] 虽然本文已经公开了各个方面和实施例,但是其他方面和实施例对于本领域技术人员而言将是显而易见的。在此公开的各个方面和实施例是用于说明的目的,而不是限制性的,真正的范围和精神由以下权利要求书指出。

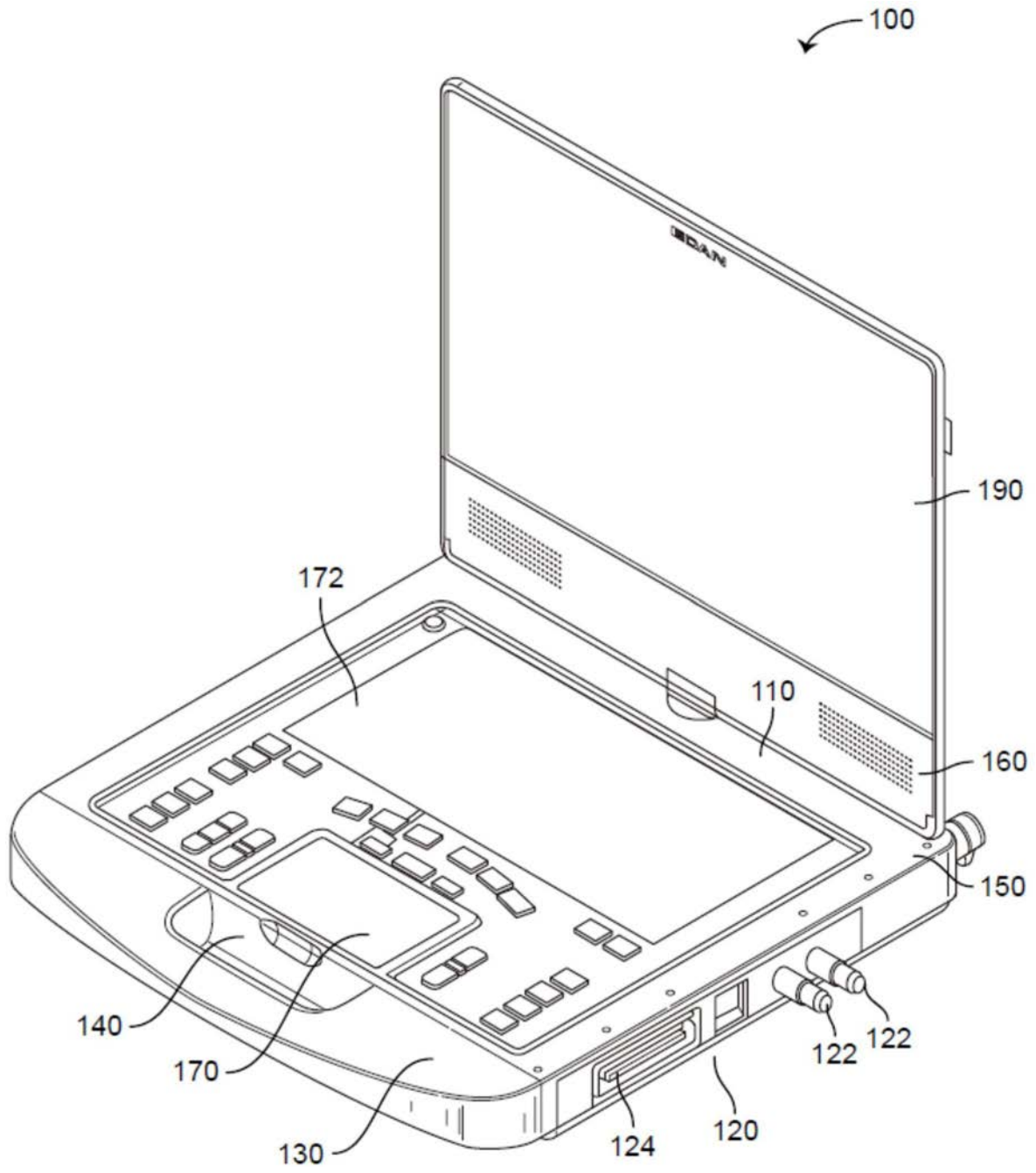


图1A

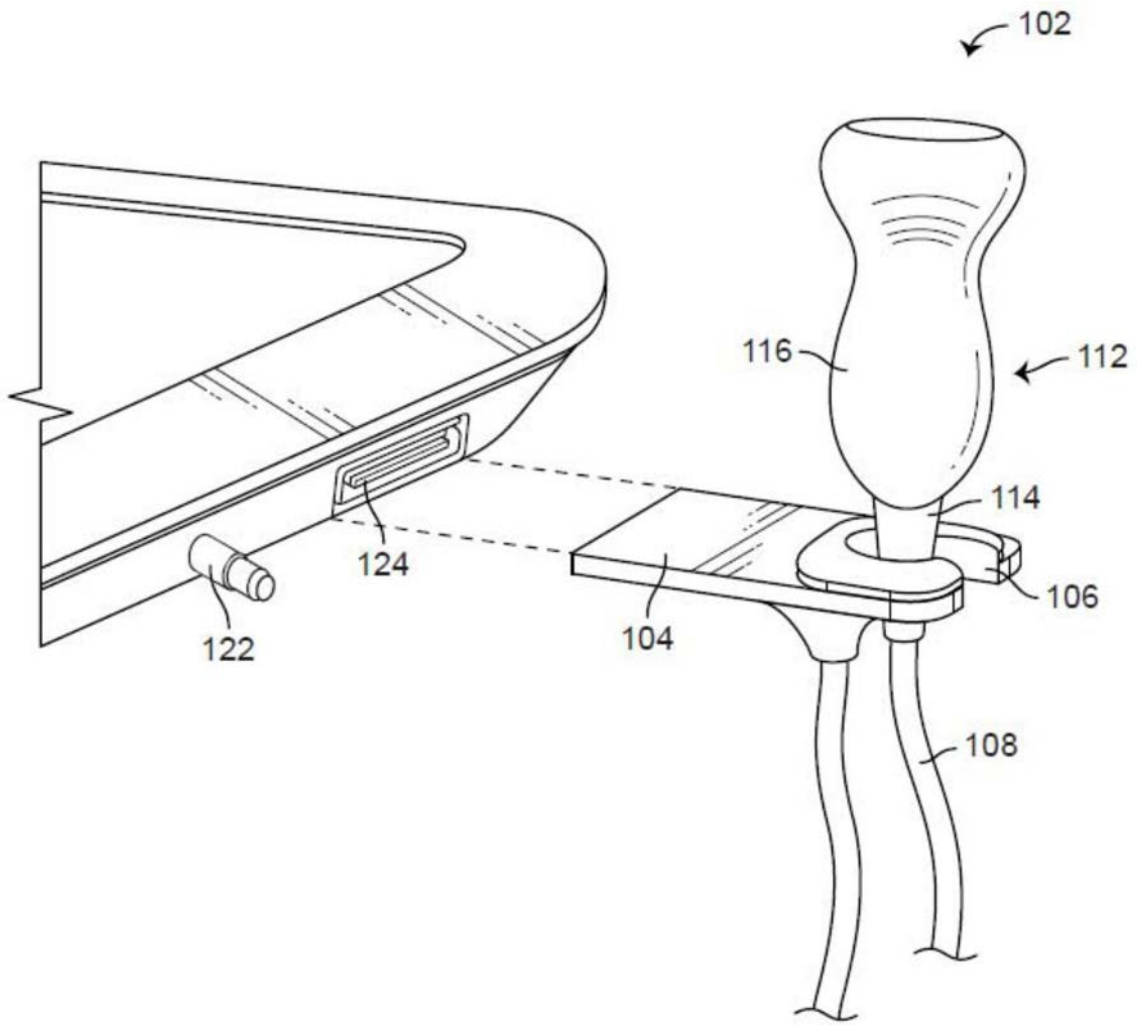


图1B

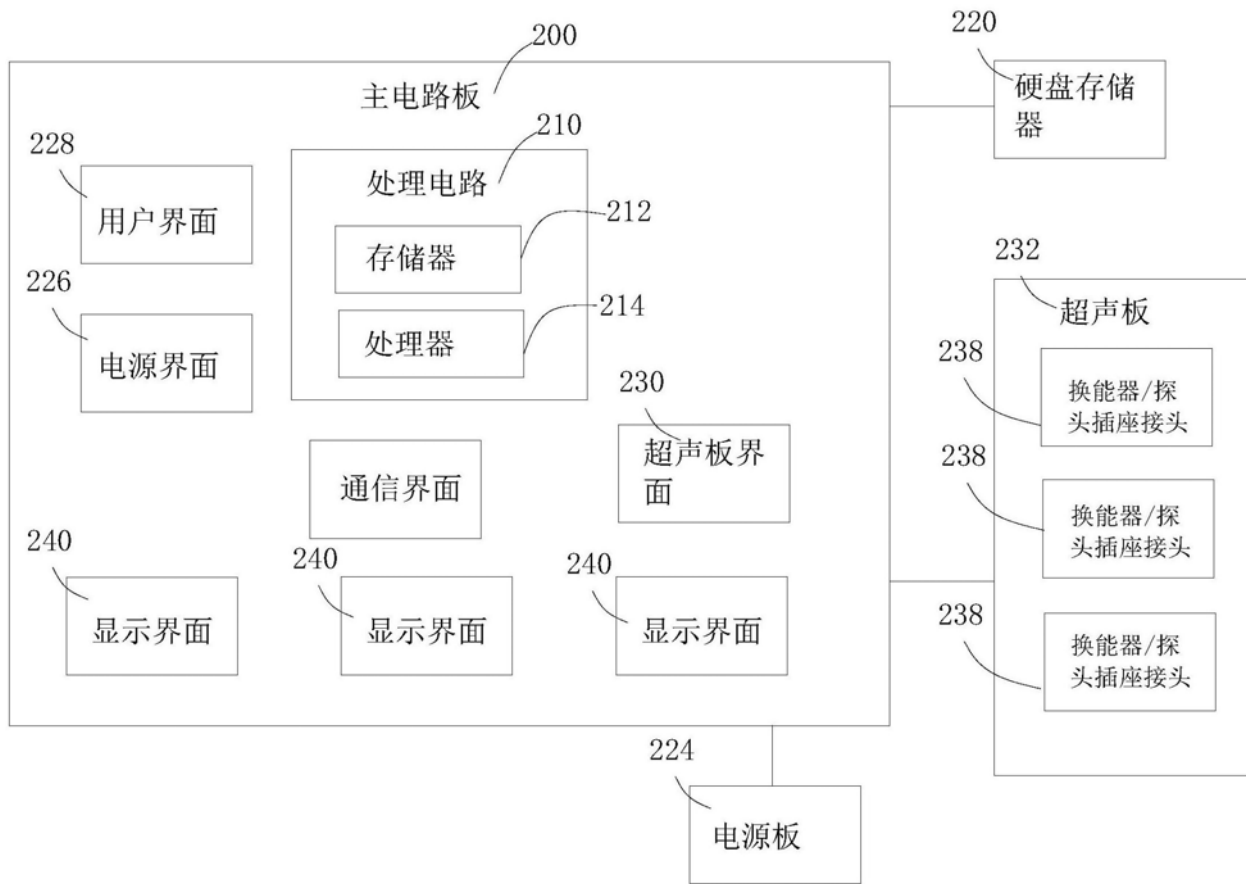


图2

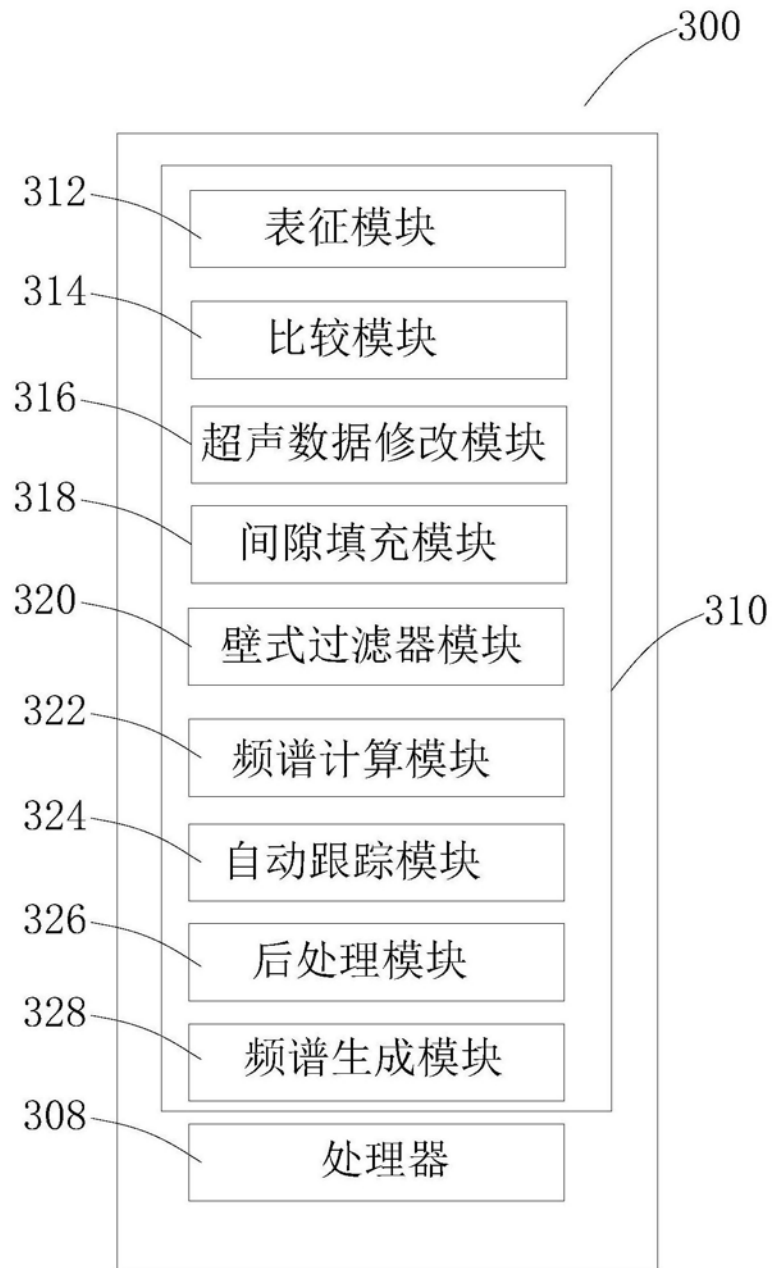


图3

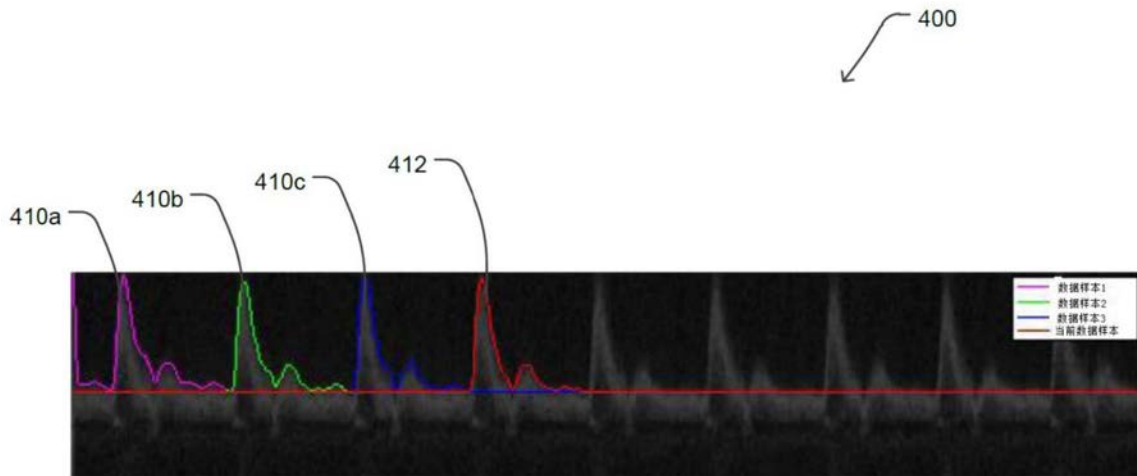


图4

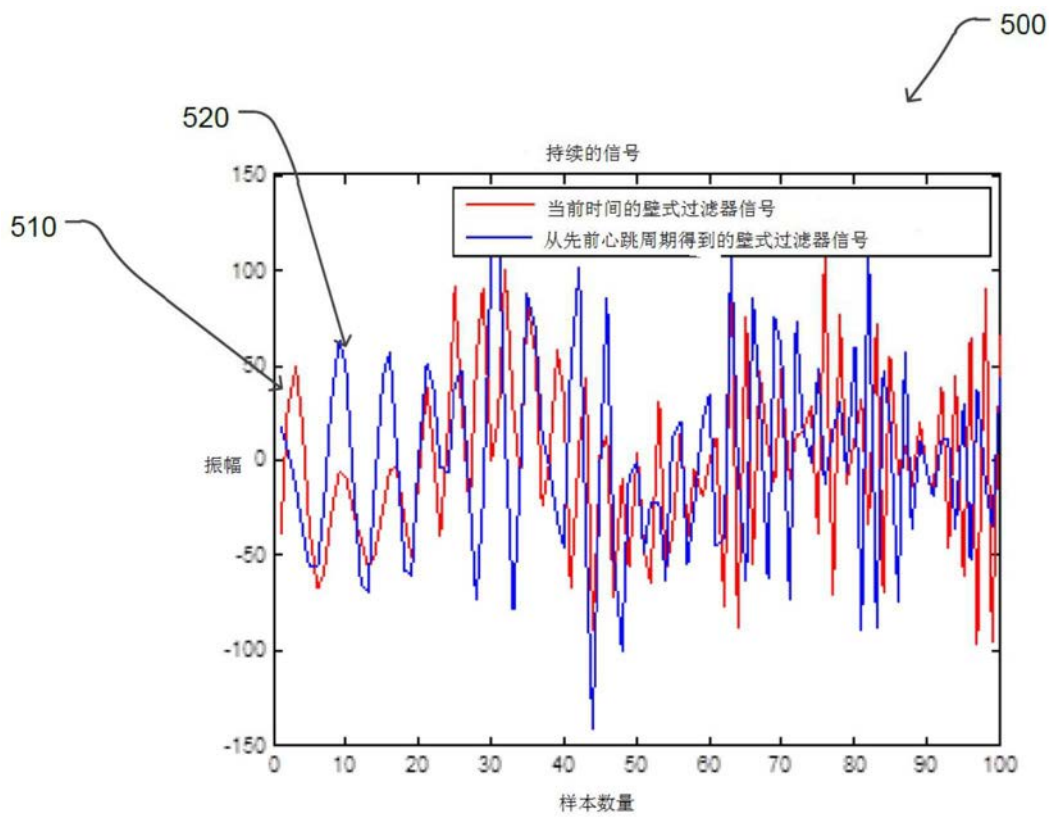


图5

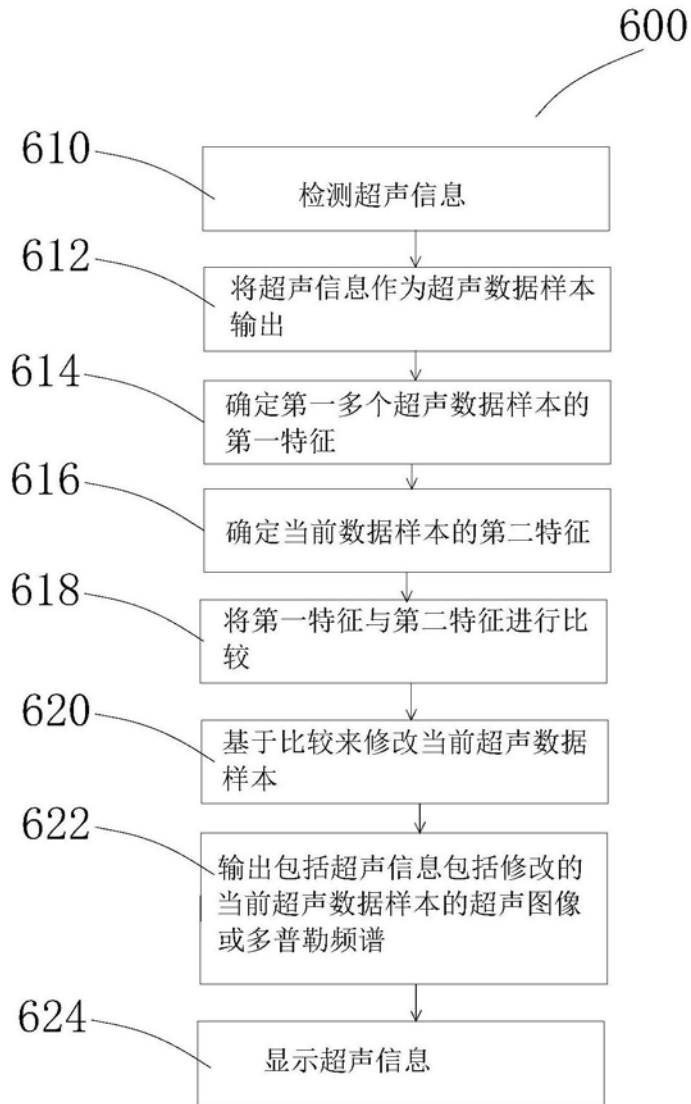


图6

专利名称(译)	用于多普勒频谱时间持续性的系统和方法		
公开(公告)号	CN109414246A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201680086684.9	申请日	2016-11-09
[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	A61B8/06 A61B8/4427 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/58 G01S15/8979 A61B8/461 A61B8/5223 A61B8/5246		
代理人(译)	高星		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声系统(100)包括超声换能器、处理电路(300)和显示器。超声换能器被配置成检测来自患者(610)的超声信息并且输出超声信息作为超声数据样本(612)，超声信息表示患者的血流信息。处理电路(300)被配置为确定在当前超声数据样本之前检测到的第一组多个超声数据样本(614)的第一特征，第一特征代表血流的周期性特征，确定当前超声数据样本(616)的第二特征，比较第一特征与第二特征(618)，基于比较(620)修改当前超声数据样本，并输出基于第一特征与第二特征比较而修改的当前超声数据样本的频谱信息(622)。显示器被配置为显示频谱信息(624)。

