



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110678127 A

(43)申请公布日 2020.01.10

(21)申请号 201780091267.8

(22)申请日 2017.05.31

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2019.11.28

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/CN2017/086542 2017.05.31

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02018/218479 EN 2018.12.06

(71)申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司  
地址 518000 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 马景辉 瑟哈德里·斯里尼瓦桑  
凌锋

(74)专利代理机构 深圳市威世博知识产权代理  
事务所(普通合伙) 44280

代理人 黎坚怡

(51)Int.Cl.  
A61B 8/00(2006.01)

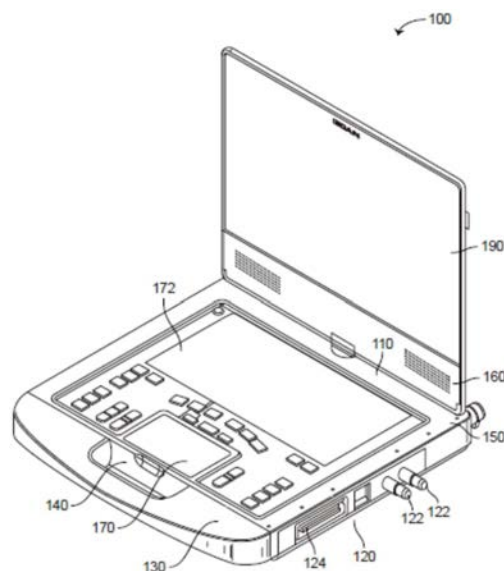
权利要求书3页 说明书14页 附图4页

### (54)发明名称

用于自适应增强血管成像的系统和方法

### (57)摘要

一种超声系统(100),该超声系统(100)包括超声换能器、处理电路(210,300)和显示器。超声换能器被配置为检测关于患者的超声信息并将超声信息作为超声数据样本输出。处理电路(210,300)被配置为将超声数据样本分割成包括至少一个第一区域和至少一个第二区域的二进制图像,基于在至少一个第一区域和至少一个第二区域之间的边界获得二进制图像的第一血管特征的第一位置,并且基于第一血管特征的第一位置修改二进制图像。第一血管特征与内中膜厚度相关联。显示器被配置为显示修改后的图像。



1. 一种系统,包括:

超声换能器,其被配置为检测关于患者的超声信息,并且将超声信息作为超声数据样本输出;

处理电路,其被配置为:

将所述超声数据样本分割成包括至少一个第一区域和至少一个第二区域的二进制图像;

基于在所述至少一个第一区域与所述至少一个第二区域之间的边界,获得所述二进制图像的第一血管特征的第一位置;以及,

基于所述第一血管特征的第一位置,修改所述二进制图像;以及,显示器,其被配置为显示修改后的图像。

2. 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亮度阈值分割所述超声数据样本,使得所述至少一个第一区域对应于具有大于所述亮度阈值的亮度的一个或多个区域,并且,所述至少一个第二区域对应于具有小于或等于所述亮度阈值的亮度的一个或多个区域。

3. 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使所述二进制图像膨胀获得所述第一位置,其中,使所述二进制图像膨胀包括生成结构元素、计算所述结构元素和所述二进制图像的并集,以及基于所述并集修改所述二进制图像。

4. 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在所述至少一个第一区域和所述至少一个第二区域之间的亮度差异,识别在所述至少一个第一区域和所述至少一个第二区域之间的边界。

5. 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如下获得所述第一血管特征的第一位置:

基于所述边界识别第一初步位置;以及,

基于指示距所述第一初步位置的最大距离的距离阈值和指示与所述第一血管特征相关联的最小亮度的亮度阈值识别所述第一位置。

6. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述处理电路还配置成基于如下获得所述二进制图像的第二血管特征的第二位置:

基于在所述至少一个第一区域和所述至少一个第二区域之间的边界识别第二初步位置;以及,

基于指示距所述第二初步位置的最大距离的距离阈值和指示与所述第二血管特征相关联的最小亮度的亮度阈值,识别所述第二位置;

其中,所述第一血管特征包括中外膜线,且所述第二血管特征包括管腔-内膜线。

7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述处理电路被配置为通过降低与所述第二血管特征相关联的二进制图像的像素的亮度来修改所述二进制图像。

8. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述第一血管特征与血管的近端壁相关联,且所述处理电路还配置成获得与所述血管的远端壁相关联的第二血管特征的第二位置,并且基于所述第二位置修改所述二进制图像。

9. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述处理电路还配置成从所述超声换能器接收多个超声数据样本,并且基于获得所述第一血管特征的第一位置,连续修改要显示的

多个图像。

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所述第一血管特征与静脉区域还是动脉区域相关联,通过修改与所述第一血管特征相关联的亮度或颜色中的至少一个来修改所述二进制图像。

11. 根据权利要求11所述的系统,其特征在于,所述显示器被配置为以彩色多普勒模式显示修改后的图像,并且,所述处理电路被配置为基于根据所述第一血管特征是与静脉区域还是动脉区域相关联而施加壁滤波器或流动状态滤波器中的至少一种,来修改所述图像。

12. 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彩色多普勒模式显示修改后的图像,并且,所述处理电路被配置为基于所述第一血管特征的第一位置将血流区域与血管壁区域区分开,并且通过从所述血管壁区域移除颜色来修改所述二进制图像。

13. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述处理电路还被配置为基于与所述第一血管特征相关联的预定尺寸大小来修改所述二进制图像。

14. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述处理电路还配置成初始化图像模式,用于基于所述第一血管特征显示修改后的图像。

15. 一种方法,包括:

接收与关于患者的超声信息相关联的超声数据样本;

将所述超声数据样本分割成包括至少一个第一区域和至少一个第二区域的二进制图像;

基于在所述至少一个第一区域和所述至少一个第二区域之间的边界,获得所述二进制图像的第一血管特征的第一位置;

基于所述第一血管特征的第一位置修改所述二进制图像;以及,  
显示修改后的图像。

16. 根据权利要求15所述的方法,其特征在于,分割所述超声数据样本包括,分割所述超声数据样本,使得所述至少一个第一区域对应于具有大于所述亮度阈值的亮度的一个或多个区域,并且,所述至少一个第二区域对应于具有小于或等于所述亮度阈值的亮度的一个或多个区域。

17. 根据权利要求15所述的方法,其特征在于,还包括基于在所述至少一个第一区域和所述至少一个第二区域之间的亮度差异,识别在所述至少一个第一区域和所述至少一个第二区域之间的边界。

18. 根据权利要求15所述的方法,其特征在于,获得所述第一血管特征的第一位置包括:

基于所述边界识别第一初步位置;以及,

基于指示距所述第一初步位置的最大距离的距离阈值和指示与所述第一血管特征相关联的最小亮度的亮度阈值识别所述第一位置。

19. 根据权利要求15所述的方法,其特征在于,还包括:

基于在所述至少一个第一区域和所述至少一个第二区域之间的边界,识别所述二进制图像的第二血管特征的第二初步位置;以及,

基于指示距所述第二初步位置的最大距离的距离阈值和指示与所述第二血管特征相关联的最小亮度的亮度阈值,识别所述第二血管特征的第二位置;

其中,所述第一血管特征包括中外膜线,且所述第二血管特征包括管腔-内膜线。

20.一种系统,包括:

处理电路,其被配置为:

从超声换能器接收超声数据样本,所述超声数据样本表示患者的解剖结构;

将所述超声数据样本分割成包括至少一个第一区域和至少一个第二区域的二进制图像;

基于在所述至少一个第一区域与所述至少一个第二区域之间的边界,获得所述二进制图像的第一血管特征的第一位置;以及,

基于所述第一血管特征的第一位置,修改所述二进制图像。

## 用于自适应增强血管成像的系统和方法

### 技术领域

[0001] 本公开总体上涉及超声系统。在一些实施方式中，本公开涉及使用内中膜厚度自适应增强血管成像的超声系统。

### 背景技术

[0002] 超声系统能够用于检测关于患者的信息，包括关于患者体内血流的信息，以便向医疗专业人员或其他用户显示这些信息，以使用户能够基于该信息做出医疗决定。例如，超声换能器能够将超声波发射到患者身体内，且检测可以已经被患者身体内的血流和血管结构修改的返回波，并且，计算机能够与超声换能器通信，以接收来自超声换能器的超声信息以及使用超声信息显示频谱和/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可以使得难以将血管特征与血流区分开，这能够降低最终提供给用户的信息的信噪比。因此，可以难以以准确且容易理解的方式显示此类信息，并且，因此用户难以基于该信息做出医疗决定。

### 发明内容

[0003] 一个实施例涉及一种系统。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关于患者的超声信息并将超声信息作为超声数据样本输出。处理电路被配置为将超声数据样本分割成包括至少一个第一区域和至少一个第二区域的二进制图像，基于在至少一个第一区域和至少一个第二区域之间的边界获得二进制图像的第一血管特征的第一位置，并且基于第一血管特征的第一位置修改二进制图像。显示器被配置为显示修改后的图像。

[0004] 另一实施例涉及一种系统。系统包括处理电路。处理电路被配置为从超声换能器接收超声数据样本。超声数据样本代表患者的解剖结构。处理电路被配置为将超声数据样本分割成包括至少一个第一区域和至少一个第二区域的二进制图像。处理电路被配置为基于在至少一个第一区域和至少一个第二区域之间的边界来获得二进制图像的第一血管特征的第一位置。处理电路被配置为基于第一血管特征的第一位置来修改二进制图像。

[0005] 另一实施例涉及一种方法。方法包括接收与关于患者的超声信息相关联的超声数据样本。方法包括将超声数据样本分割成包括至少一个第一区域和至少一个第二区域的二进制图像。方法包括基于在至少一个第一区域和至少一个第二区域之间的边界，获得二进制图像的第一血管特征的第一位置。方法包括基于第一血管特征的第一位置修改二进制图像。方法包括显示修改后的图像。

### 附图说明

[0006] 图1A是根据示例实施例的超声系统的透视图。

[0007] 图1B是根据示例实施例的超声系统的部件的透视图。

[0008] 图2是示出根据示例实施例的超声系统的部件的框图。

[0009] 图3是示出根据示例实施例的超声系统的处理电路的部件的框图。

[0010] 图4是根据本公开的实施例的自适应增强血管成像的方法的流程图。

### 具体实施方式

[0011] 在转向详细示出示例性实施例的附图之前,应当理解,本申请不限于在说明书中阐述的或在附图中示出的细节或方法。还应该理解,该术语仅出于描述的目的,而不应当被认为是限制性的。

[0012] 总体上参考附图,系统能够包括超声换能器、处理电路和显示器。超声换能器被配置为检测关于患者的超声信息并将超声信息作为超声数据样本输出。处理电路被配置为将超声数据样本分割成包括至少一个第一区域和至少一个第二区域的二进制图像。处理电路被配置为基于在至少一个第一区域和至少一个第二区域之间的边界来获得二进制图像的第一血管特征的第一位置。处理电路被配置为基于第一血管特征的第一位置来修改二进制图像。显示器被配置为显示修改后的图像。在一些实施例中,处理电路被配置为基于亮度阈值分割超声数据样本。在一些实施例中,处理电路被配置为获得包括中膜-外膜线(media-adventitia line)和管腔-内膜线(lumen-intima line)的血管特征的位置。

[0013] 通过基于一个或多个血管特征的位置修改二进制图像,诸如通过如下措施改善使用超声系统的可视化体验和医疗诊断操作:实时识别诸如内中膜厚度的血管特征、增强在血管壁和血流之间的对比以更准确和精确地显示超声信息、识别用于后续在初始化超声显示参数时使用的血管解剖结构、在血管成像中区分静脉与动脉、抑制在彩色多普勒成像中的颜色渗出和/或抑制在其中显示血流的管腔内的杂斑(clutter)。

#### [0014] A. 超声系统

[0015] 现在参考图1A,示出便携式超声系统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的耐久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(lever)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。其他实施例包括状态指示器系统140,其向用户显示与便携式超声系统100有关的信息。便携式超声系统100还可以包括以下特征:诸如,易于操作和可定制的用户接口、可调式活脚、备用电池、模块化构造、冷却系统等。

[0016] 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,被容纳在主壳体150内的部件包括锁定杆系统120、人体工程学手柄系统130和状态指示器系统140。主壳体150还可被配置为支撑电子模块,该电子模块由于便携式超声系统100的模块化构造而可以被替换和/或升级。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并显示信息的触摸板170、用于接收用户输入并显示信息的触摸屏172以及用于显示信息的主屏幕190。

[0017] 现在参考图1B,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包括连接到针(122)或插座(124)型超声接口的连接组件,该连接组件被示为耦合到电缆108的超声接口连接器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,但是基于针(122)或插座(124)型超声接口的数量,可以将更多的换能器组

件耦合至超声系统100。

[0018] 超声接口连接器104可相对于针(122)或插座(124)型超声接口在移除位置、部分连接位置和完全接合位置之间移动,在移除位置中,超声接口连接器104不被针(122)或插座(124)型超声接口接收,在部分连接位置中,超声接口连接器104被针(122)或插座(124)型超声接口部分接收,在完全接合位置中,超声接口连接器104被针(122)或插座(124)型超声接口以将换能器探头112电耦合到超声系统100的方式完全接收。在示例性实施例中,针(122)或插座(124)型超声接口可以包括检测超声接口连接器104的存在的传感器或开关。

[0019] 在本文中包含的各种示例性实施例中,超声接口连接器104可以容纳无源或有源电子电路,以影响所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,电池、失效保护电路或可以定制或促进换能器和/或整个超声机的性能的电子器件。在示例性实施例中,超声接口连接器104可以包括支架106,换能器探头112可以在不使用时被存储在该支架106中。

[0020] 在诊断超声检查期间,换能器探头112发射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。换能器探头112的第一端114可以耦合到电缆108。换能器探头112的第一端114可以变化形状以适当地方便电缆108和第二端116。换能器探头112的第二端116可以变化形状和尺寸以便于不同类型的超声检查的进行。换能器探头112的这些第一端114和第二端116可以允许更好的检查方法(例如,接触式、置放式、根据位置等)。

[0021] 用户(例如,超声医师、超声技术人员等)可以从位于超声接口连接器104上的支架106移除换能器探头112、置放换能器探头112,并且与主屏幕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压靠在患者的身体上或将换能器探头112的变型放入患者体内。可以在主屏幕190上观察所采集的超声频谱或图像。

[0022] 参考图2,框图示出了便携式超声系统100的一个实施例的内部部件。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,并且提供在便携式超声系统100的各个部件之间的连接和通信。在一些实施例中,主电路板200被配置为是可替换和/或可升级的模块。

[0023] 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,并且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可以执行与从由超声设备提供的信号和/或数据产生频谱和/或图像、运行便携式超声系统100的操作系统、接收用户输入等有关的计算和/或操作。处理电路210可以包括用于处理任务的内存212和处理器214。例如,处理电路210可以执行计算和/或操作。

[0024] 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、一组分布式处理部件、用于支持微处理器的电路或被配置用于处理的其他硬件。处理器214被配置为执行计算机代码。可以将计算机代码存储在内存212中,以完成并且便于本文中关于便携式超声系统100描述的活动。在其他实施例中,可以从硬盘存储器220或通信接口222检索计算机代码并将其提供给处理器214(例如,可以从主电路板200外部的源提供计算机代码)。

[0025] 内存212可以是能够存储与本文所描述的活动有关的数据或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,内存212可以包括作为计算机代码模块(例如,可执行代码、目标代码、源代码、脚本代码、机器码等)的模块,计算机代码模块被配置为由处理器214执行。内存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能够类似于被配置为由处理器214执行的计算机代码模块。内存212可以包括与功能有关的计算机可执行代码,这些功能包括超声成像、电池管理、处理用户输入、显示数据、使用无线通信装置发送和接收数据等。在一些实施例中,处理电路210可以表示多个处理装置(例如,多个处理器等)的集合。在这种情况下,处理器214代表装置的集合处理器,而内存212代表装置的集合存储装置。当由处理器214执行时,处理电路210被配置为完成本文中所述的与便携式超声系统100相关联的活动,诸如用于基于分割超声信息生成超声频谱和/或图像(例如,用于通过触摸屏172和/或显示器190显示的频谱和/或图像)并且获得血管特征的位置。

[0026] 硬盘存储器220可以是内存212的一部分和/或用作便携式超声系统100中的非易失性长期存储器。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本文所述的便携式超声装置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位于远离主电路板200的位置处并且与其耦接,以允许数据、电力和/或控制信号的传输。硬盘存储器220可以是光盘驱动器、磁盘驱动器,固态硬盘驱动器、闪存等。

[0027] 在一些实施例中,主电路板200包括通信接口222。通信接口222可以包括实现在主电路板200的部件与通信硬件之间的通信的连接。例如,通信接口222可以提供在主电路板200和网络装置(例如,网卡、无线发射器/接收器等)之间的连接。在另外的实施例中,通信接口222可以包括附加电路,以支持所附着的通信硬件的功能或便于在通信硬件与主电路板200之间的数据传输。在其他实施例中,通信接口222可以是允许数据发射和数据接收的片上系统(SOC)或其他集成系统。在这种情况下,通信接口222可以作为可移除组件或嵌入组件直接耦合至主电路板200。

[0028] 便携式超声系统100的一些实施例包括电源板224。电源板224包括用于向在便携式超声系统100内的和/或附着至便携式超声系统100的部件和装置输送电力的部件和电路。在一些实施例中,电源板224包括用于交流电和直流电转换、用于变换电压、用于输送稳定电源等的部件。这些部件可以包括变压器、电容、调制器等,用于执行上述功能。在另外的实施例中,电源板224包括用于确定电池电源的可用电力的电路。在其他实施例中,电源板224可以从远离电源板224定位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切换的电路。例如,电源板224可以在切换主电池时从备用电池汲取电力。在另外的实施例中,电源板224包括与备份电池结合用作不间断电源的电路。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发送信息至主电路板200以及从主电路板200接收信息。例如,电源板224可以将信息发送到主电路板200,以允许确定剩余的电池电量。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,以使电源板224从一个电源切换到另一电源(例如,在切换主电池时切换到备用电池)。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可以被配置为是可替换的和/或可升级的模块。在一些实施例中,电源板224是电源单元或包括电源单元。电源单元可以将交流电转换为用于便携式超声系统100的直流电。电源可以执行附加功能,诸如短

路保护、过载保护、欠压保护等。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。

[0029] 主电路板200还可以包括电源接口226，该电源接口226有助于在电源板224和主电路板200之间的上述通信。电源接口226可以包括实现在主电路板200的部件与电源板224之间的通信的连接。在另外的实施例中，电源接口226包括用于支持电源板224的功能的附加电路。例如，电源接口226可以包括便于剩余电池电力的计算、管理在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来执行。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可以作为可移除组件或嵌入组件直接耦合到主电路板200。

[0030] 继续参考图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可以包括实现在主电路板200的部件与用户输入装置硬件之间的通信的连接。例如，用户输入接口228可以提供在主电路板200与电容式触摸屏、电阻式触摸屏、鼠标、键盘、按钮和/或控制器之间用于程序(proceeding)的连接。在一个实施例中，用户输入接口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，用户输入接口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包括多个用户输入接口228。例如，每个用户输入接口228可以与单个输入装置(例如，触摸板170、触摸屏172、键盘、按钮等)相关联。

[0031] 在另外的实施例中，用户输入接口228可以包括附加电路，该附加电路用于支持所附着的用户输入硬件的功能或便于在用户输入硬件与主电路板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，以使用作触摸屏控制器。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装置的电路。在其他实施例中，用户输入接口228可以是SOC或其他集成系统，该SOC或其他集成系统允许接收用户输入或以其他方式控制用户输入硬件。在这种情况下，用户输入接口228可以作为可移除组件或嵌入式组件直接耦合到主电路板200。

[0032] 主电路板200还可以包括超声板接口230，该超声板接口230便于在超声板232与主电路板200之间的通信。超声板接口230可以包括实现在主电路板200的部件与超声板232之间的通信的连接。在另外的实施例中，超声板接口230包括用于支持超声板232的功能的附加电路。例如，超声板接口230可以包括便于计算在从由超声板232提供的超声数据生成频谱和/或图像时使用的参数的电路。在一些实施例中，超声板接口230是SOC或其他集成系统。在这种情况下，超声板接口230可以作为可移除组件或嵌入式组件直接耦合至主电路板200。

[0033] 在其他实施例中，超声板接口230包括有助于模块化超声板232的使用的连接。超声板232可以是能够执行与超声成像有关的功能(例如，对来自超声探头/换能器的传感器信号进行多路复用，控制由超声探头/换能器产生的超声波的频率等)的模块(例如，超声模块)。超声板接口230的连接可以便于超声板232的替换(例如，利用升级的板或用于不同应用的板来替换超声板232)。例如，超声板接口230可以包括在移除和/或附着期间辅助准确对准超声板232和/或降低损坏超声板232的可能性(例如，通过降低连接和/或移除板所要求的力，通过以有机效益的方式辅助板的连接和/或移除等)的连接。

[0034] 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

便携式超声系统100的超声成像功能的部件和电路。在一些实施例中,超声板232包括集成电路、处理器和内存。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使超声换能器/探头234(例如,具有插座型连接器的探头)能够与超声板232接口接合。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以用于传输电力和/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锁定在适当位置(例如,当超声换能器/探头234旋转时,接纳在超声换能器/探头234上的针的槽)的硬件。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。

[0035] 在一些实施例中,超声板232还包括一个或多个换能器/探头针接口236。换能器/探头针接口236使具有针型连接器的超声换能器/探头234能够与超声板232接口接合。换能器/探头针接口236可以包括将超声换能器/探头234连接到超声板232以传输电力和/或数据的电路和/或硬件。换能器/探头针接口236可以包括将超声换能器/探头234锁定在适当位置的硬件。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包括多于一个换能器/探头针接口236,以允许连接两个或更多个针型超声换能器/探头234。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可以包括用于其他类型的换能器/探头连接的接口。

[0036] 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可以包括实现在主电路板200的部件与显示装置硬件之间的通信的连接。例如,显示接口240可以提供在主电路板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硬件之间的连接。在一些实施例中,显示硬件通过显示接口240与主电路板200的连接允许在主电路板200上的处理器或专用图形处理单元控制显示硬件和/或向显示硬件发送数据。显示接口240可以被配置为向显示装置硬件发送显示数据,以便产生频谱和/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接口240(例如,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。

[0037] 在另外的实施例中,显示接口240可以包括附加电路,该附加电路用于支持所附着的显示硬件的功能,或便于在显示硬件和主电路板200之间的数据传输。例如,显示接口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,显示接口240可以是SOC或其他集成系统,该SOC或其他集成系统允许利用显示硬件显示频谱和/或图像或者以别的方式控制显示硬件。显示接口240可以作为可移除组件或嵌入式组件直接耦合到主电路板200。与一个或多个显示接口240结合的处理电路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。

[0038] 重新参考图1A,在一些实施例中,便携式超声系统100包括一个或多个针型超声探头接口122。针型超声接口122可以允许超声探头连接到在超声系统100中包括的超声板232。例如,连接到针型超声接口122的超声探头可以经由换能器/探头针接口236连接到超声板232。在一些实施例中,针型超声接口122允许在便携式超声系统100的部件与超声探头之间的通信。例如,可以将控制信号提供给超声探头112(例如,控制探头的超声发射),并且

可以通过超声系统100从探头接收数据(例如,成像数据)。

[0039] 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将超声探头固定在针型超声探头接口122中。

[0040] 在另外的实施例中,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在超声系统100中包括的超声板232。例如,被连接到插座型超声探头接口124的超声探头可以经由换能器/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允许在便携式超声系统100的部件与被包括在便携式超声系统100中或与便携式超声系统100连接的其他部件之间进行通信。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),并且可以由超声系统100从探头接收数据(例如,成像数据)。

[0041] 在各种实施例中,各种超声成像系统可以设有在图1A至1B和图2中示出的便携式超声系统的一些或全部特征。在各种实施例中,可以提供如便携式超声系统、便携式超声换能器、手持超声装置、手推式超声系统、集成到其他诊断系统中的超声系统等的所有各种超声成像系统。

[0042] B. 用于血管成像的自适应增强的系统和方法

[0043] 现在参考图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包括内存310和处理器312。处理电路300能够与在本文中参考图2描述的处理电路210类似并且执行类似的功能。例如,内存310能够与内存212类似,并且处理器312能够与处理器214类似。如本文中参考图3所描述的,处理电路300(以及尤其是其内存310)能够包括各种电子模块(例如,分割模块314等),这些电子模块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,能够以各种方式组织处理电路300,以确定如何执行功能。这些模块能够被配置为通过向彼此发送指令以执行算法和其他功能,并且接收由接收指令的模块生成的输出来分担责任。虽然图3(和图4)示出了内存310的模块和由模块执行的过程的示例布置,但是将理解,根据不同的实施方式,过程执行的顺序可以是不同的;例如,能够在执行增益处理或动态范围处理之前或之后执行分割模块314或特征识别模块316。

[0044] 在一些实施例中,处理电路300被配置为执行诸如超声数据样本或超声图像的超声信息的形态(morphological)或空间处理。处理电路300能够从超声换能器(例如,与超声换能器组件102类似或相同的超声换能器)接收超声数据样本。超声数据样本能够对应于或表示诸如患者的血流或血管系统的特征的超声信息。超声数据样本能够是来自超声换能器的原始数据。例如,超声数据样本能够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对模拟射频信号进行处理而得到的数字数据信号。超声数据样本能够表示在患者体内的单个点或体内空间中的区域内的血液速度。超声数据样本能够表示患者的血管特征,诸如动脉壁或静脉壁。

[0045] 超声数据样本能够对应于超声信息的个别点(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),或者能够被组织成对应于时间期间的分段,诸如对应于患者的心搏周期的时间期间的分段(例如,对应于振幅、频率、时间和/或位置信息的点序列;对应于患者的心搏周期时间-速度对的点序列)。例如,超声数据样本能够包括与心搏周期相对应的[频率、时间]的数据点对(例如,原始数据)的序列;或者,如果已经执行了多普勒方程算法来处理原始数据,则超声数据样本能够包括与心搏周期相对应

的[速度、时间]的数据点对序列,或者包括与基于超声信息的多普勒频谱相对应的数据点对的任何其他序列。在一些实施例中,当修改当前超声数据样本时,可能包含单个第一超声数据样本,而不是第一多个超声数据样本。在其中血流相对动态的系统和患者状况中,通过仅强调当前和最新的超声数据样本,这样做能够是有益的,且同时仍然提供保存来自之前的超声数据样本的信号信息的益处。处理电路300可以被配置为执行多普勒方程算法以确定速度信息(例如,在特定位置处作为时间的函数的速度)。

[0046] 在一些实施例中,处理电路300包括分割模块314。分割模块314被配置为分割超声信息,诸如分割超声数据样本或由处理电路300从超声数据样本或频谱生成的图像。用于分割的信息能够被布置为将患者的解剖结构的空间位置与亮度值相关联的阵列或矩阵(例如,像素矩阵),该亮度值对应于超声换能器的输出。尽管分割模块314在本文中被描述为对二进制图像执行分割处理,但是应当理解,处理电路300可以基于超声信息执行其他形态学处理算法,包括可以对灰度图像执行的形态学处理算法,以获得血管特征的位置。

[0047] 在一些实施例中,处理电路300被配置为基于解剖特征或感兴趣的区域的预期位置,提供用于由分割模块314进行分割的信息。例如,处理电路300能够接收用户输入,该用户输入指示对血管壁的预期位置的选择,诸如对近端和/或远端颈动脉壁的位置的选择。处理电路300能够接收成像深度的指示,诸如从超声换能器接收到的指示或者基于与超声换能器相关联的成像数据确定的指示,并且能够基于成像深度来调整超声信息。

[0048] 处理电路300能够被配置为对信息进行预处理,用于由分割模块314进行分割。例如,处理电路300能够对超声信息执行空间滤波算法或边缘增强算法中的至少一种,以增强超声信息中与血管壁预期位置的指示相对应的部分。能够基于亮度信息执行空间滤波算法或边缘增强算法中的至少一种,诸如通过基于亮度信息确定血管壁的预期边界来执行。能够对诸如颈动脉的血管的近端壁和远端壁中的每一者同时或单独地执行空间滤波算法或边缘增强算法中的至少一种。

[0049] 分割模块314能够将超声信息分割成包括至少一个第一区域和至少一个第二区域的二进制图像。二进制图像能够包括一个或多个边界,该一个或多个边界定义了至少一个第一区域和至少一个第二区域。在一些实施例中,分割模块314被配置为基于亮度阈值分割超声信息。亮度阈值能够是预定阈值。亮度阈值能够基于患者的解剖结构被选择或预定。亮度阈值能够被设置成将与血管壁相对应的区域和与血液相对应的区域区分开。例如,在明亮区域通常与血管壁相关联而黑暗区域通常与血液相关联的情况下,亮度阈值能够被设置为小于血管壁的预期亮度或者预期最小亮度的值,或者被设置为大于血液的预期亮度或预期最大亮度的值。在一些实施例中,分割超声信息包括:将每个像素的亮度与亮度阈值进行比较;将第一值(例如,1)分配给具有大于亮度阈值的亮度的像素;以及将第二值(例如,0)分配给具有小于或等于亮度阈值的亮度的像素。在一些实施例中,分割模块314被配置为将超声信息分割为灰度图像(例如,与具有两个亮度水平的二进制图像相比,灰度图像是具有多于一个亮度水平的图像)。

[0050] 分割模块314能够对超声信息进行分割,使得至少一个第一区域对应于具有大于亮度阈值的亮度的一个或多个区域,并且至少一个第二区域对应于具有小于或等于亮度阈值的亮度的一个或多个区域。在一些实施例中,分割模块314被配置为基于至少一个第一区域和至少一个第二区域之间的亮度差异来识别在至少一个第一区域和至少一个第二区域

之间的边界。例如,分割模块314能够基于与对应区域相关联的亮度值对一个或多个第一区域和一个或多个第二区域进行排序或分类,以生成边界。分割模块314能够计算在区域之间的亮度梯度以生成边界(例如,相对较大的梯度可以指示在相对明亮的血管壁特征和相对黑暗的血流之间的边界)。分割模块312能够在相对明亮的区域(例如,具有大于亮度阈值的亮度的区域)和相对黑暗的区域(例如,具有小于亮度阈值的亮度的区域)之间生成边界。

[0051] 在一些实施例中,分割模块314被配置为执行图像膨胀算法,以便联结一些分开的区域,以及移除二进制图像中的小区域。执行图像膨胀算法能够包括:生成结构元素(例如,核);计算结构元素与二进制图像的并集;以及基于该并集来修改二进制图像。结构元素可以是大小小于二进制图像的坐标点矩阵(例如,如果二进制图像是像素的 $m$ 乘以 $n$ 矩阵,则结构元素可以是像素的 $k$ 乘以 $l$ 矩阵,其中, $k$ 小于 $m$ ,且 $l$ 小于 $n$ ;结构元素的每个像素的值可以被设置为1,其中,二进制图像中的明亮像素也被设置为1)。能够基于与二进制图像相关联的解剖信息或成像大小中的至少一项来生成结构元素。例如,基于解剖信息或成像大小中的至少一个,分割模块314能够确定血管特征(例如管腔-内膜壁)的预期尺寸(以像素为单位),并且生成尺寸小于血管特征的尺寸的结构元素,使得结构元素在不使基础血管特征变得模糊的情况下,使二进制图像有效地膨胀。

[0052] 在一些实施例中,处理电路300包括特征识别模块316。特征识别模块316被配置为在二进制图像中识别或定位患者的特征。特征识别模块316能够识别血管特征,例如静脉、动脉以及动脉壁、静脉壁。特征识别模块316能够识别管腔、内膜、中膜和/或外膜,包括这些血管特征的交界面。

[0053] 特征识别模块316能够基于在至少一个第一区域和至少一个第二区域之间的边界来获得二进制图像(例如,由分割模块314分割成的或者生成的图像)的血管特征的位置。例如,特征识别模块316能够将边界确定为在血管壁的内膜部分和管腔之间的边界(例如,管腔内膜线)。特征识别模块316能够基于血管特征的预期亮度或血管特征的预期厚度将边界与血管特征相关联。

[0054] 在一些实施例中,特征识别模块316被配置为获得血管特征的初步位置,并且然后获得可用于修改二进制图像的后续或最终位置。可以基于边界获得初步位置。例如,特征识别模块316能够检测二进制图像中可以在距离方面接近边界的一条或多条线(例如,直线、曲线)。该一条或多条线可以与边界重合,或者可以是计算出的距边界的距离最小化的线。在一些这样的实施例中,获得初步位置为对血管特征的初始或粗略搜索提供准备,该初步位置可以被更精确地更新。

[0055] 特征识别模块316能够基于距离阈值或亮度阈值中的至少一个来识别后续位置。后续位置可以用作血管特征的更准确的位置。

[0056] 距离阈值可以对应于要定位的血管特征。例如,距离阈值可以对应于预期的内中膜厚度。与估计或计算未知的内中膜厚度以便评估血管壁是否病变的现有超声系统相比,特征识别模块316能够使用已知或预期的内中膜厚度值来更精确地定义管腔(运送血流)和血管壁的位置,包括血管壁的内膜、中膜和外膜部分的位置。例如,如果管腔-内膜线和中外膜线的初步位置指示内中膜厚度小于(或大于)已知或预期的内中膜厚度值,则可以调整管腔-内膜线和/或中外膜线的位置,以使管腔-内膜线和/或中外膜线的位置与预期内中膜厚度值更紧密地相对应。在一些实施例中,特征识别模块316能够被配置为计算之前未知的参

数,诸如内中膜厚度或血管壁直径;与现有系统相比,特征识别模块316能够基于本文所述的用于获得诸如管腔-内膜线和中外膜线的血管特征的位置的改进方法,更准确和/或更精确地计算出此类参数。

[0057] 在一些实施例中,距离阈值和亮度阈值两者都可以被用于更新初步位置,以更新血管特征的位置。距离阈值可以建立距初步位置的最大距离,可以根据该最大距离对初步位置进行更新,以及,亮度阈值可以估计用于与血管特征关联的亮度的目标值或值的范围。亮度阈值可以与内膜、中膜和/或外膜的亮度的已知值或值范围相对应。

[0058] 在一些实施例中,除了或者代替接收由分割模块314分割的二进制图像,特征识别模块316被配置为获得血管特征的位置。例如,特征识别模块316能够对与诸如管腔-内膜线或中外膜线的血管特征关联的数据点执行曲线拟合算法,诸如二次或其他多项式曲线拟合算法。如果数据点之前没有被分割模块314分割或者以别的方式处理,则特征识别模块316能够基于二进制图像中的亮度值识别用于曲线拟合的数据点。

[0059] 特征识别模块316能够执行聚类算法以获得血管特征的位置。例如,特征识别模块316能够执行K均值算法,以基于亮度来对区域进行聚类。可以执行K-均值算法来获得诸如管腔-内膜线或中外膜线的血管特征的初始或初步位置,随后可以对初始或初步位置进行改进以获得这些特征的更精确和/或更准确的位置。K-均值算法可以被用于基于亮度对区域进行聚类,并基于亮度值或亮度阈值确定在聚类之间的一个或多个边界。在一些实施例中,特征识别模块316能够被配置为自动执行聚类算法(例如,不用接收指示血管特征位置的用户输入以初始化聚类算法)。在一些实施例中,特征识别模块316被配置为执行动态规划算法,以基于初始或初步位置来获得血管特征的后续或最终位置。例如,能够基于亮度数据执行动态规划算法,以改进、改善或优化血管特征的位置。能够执行动态规划算法以识别将通过K均值算法获得的相对明亮的聚类与相对黑暗的聚类分离的最佳边界,因此改进血管特征的位置。

[0060] 在一些实施例中,特征识别模块316被配置为执行曲线检测算法,以增强对血管特征或其他解剖特征的检测。例如,能够执行曲线检测算法以检测椭圆或圆形特征。椭圆或圆形特征可以与对应于诸如心脏病学的临床应用或OB/GYN应用的解剖特征关联。例如,特征识别模块316能够被配置为检测曲线并将所检测到的曲线与已知解剖特征的数据库进行比较,以基于预期解剖特征识别关联的解剖特征和/或改进所检测到的曲线。特征识别模块316能够被配置为诸如当显示图像时,输出包括基于执行曲线检测算法检测的解剖特征的指示的二进制图像。

[0061] 在一些实施例中,处理电路300包括图像修改模块318,该图像修改模块318被配置为基于血管特征的位置来修改二进制图像。图像修改模块318能够通过改变与二进制图像的空间位置(例如,像素)相关联的图像参数(诸如亮度或颜色值)来修改二进制图像。图像修改模块318能够使用血管特征的位置来更准确地地区分血管内的血流与血管壁。

[0062] 图像修改模块318能够被配置为通过降低与管腔-内膜中膜线(lumen-intima media line)相关联的亮度来修改二进制图像。降低亮度可以包括将亮度设置为零值或接近零值,以便移除管腔-内膜中膜线。这可以便于更清楚地限定在管腔-内膜中膜线的内膜侧上的血管壁与管腔之间的边界。例如,在彩色多普勒成像模式中,通过降低与管腔-内膜中膜线关联的亮度,可以移除这些线以外的颜色区域(例如,延伸到管腔内的颜色区域),这

能够通过降低颜色的渗出或者溢流来改善显示图像。图像修改模块318还通过从血管特征移除颜色(例如,基于获得血管壁区域的位置从血管壁区域移除颜色)来修改二进制图像。

[0063] 图像修改模块318能够基于与血管特征相关联的预定尺寸大小来修改二进制图像。预定尺寸大小可以是血管壁的厚度。例如,预定尺寸大小可以是内中膜厚度值。图像修改模块318能够基于预定尺寸大小来修改如何显示血管壁(例如,降低亮度或从血管壁的边缘移除颜色)。例如,图像修改模块318能够降低血管壁的诸如与血流相邻的边缘或者边界的一部分的亮度或者移除其颜色,以便在二进制图像中血管壁的表现内中膜厚度对应于已知或者预期内中膜厚度值。

[0064] 在一些实施例中,图像修改模块318被配置为基于所获得的血管特征位置来修改二进制图像以减少杂斑。例如,与管腔-内膜线位置相关联的B模式数据能够被抑制(例如,光强度或亮度降低),以减少来自血管特征的杂波,否则杂斑可能延伸到所显示的流动通过管腔的血液内。

[0065] 图像修改模块318能够基于血管特征是动脉还是静脉相关联来修改二进制图像。例如,静脉区域通常可以没有管腔-内膜线。处理电路300能够通过识别与血管壁关联的区域来确定该区域是静脉(例如,基于检测跨区域的亮度差异),并且确定在血管壁区域中还没有获得管腔-内膜线的位置。基于确定该区域是静脉,图像修改模块318能够修改与血管特征相关联的亮度或颜色中的至少一种。

[0066] 在一些实施例中,诸如当生成用于彩色多普勒成像模式的图像时,图像修改模块318能够基于确定血管特征是对应于动脉区域还是静脉区域来适配(adapt)彩色多普勒参数。例如,图像修改模块318能够基于血管特征是动脉区域还是与静脉区域相关联,来修改壁滤波器或流动状态滤波器中的至少一种。

[0067] 图像修改模块318能够执行壁滤波器,该壁滤波器被配置为诸如通过对超声信息施加高通滤波器,来识别和移除由超声换能器组件102所检测到的超声信息中的低频成分。高通滤波器能够基于所存储的关于检测到的血流的典型频率的信息与检测到的血管壁的典型频率相比较进行校准。能够动态地和/或响应于用户输入来对高通滤波器进行校准,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频谱是否包括代表血管壁的信息。基于确定血管特征对应于动脉区域或静脉区域,图像修改模块318能够重新校准壁滤波器(例如,修改滤波器频率阈值),以更准确地区分血流与和血管特征相关联的血管壁。

[0068] 图像修改模块318能够执行被配置为修改用于显示血流的参数的流动状态滤波器。例如,流动状态滤波器能够基于血流的流动速率或速度来修改用于显示血流的参数。图像修改模块318能够基于血管特征是对应于动脉区域还是静脉区域来修改流动状态滤波器。例如,基于确定血管特征对应于动脉区域(或静脉区域),图像修改模块316能够修改被流动状态滤波器所使用的预期速度、预期流动速率或预期速度范围(或预期流动速率)。

[0069] 在一些实施例中,第一血管特征与血管的第一壁(例如,靠近超声换能器的壁)相关联,并且第二血管特征与血管的第二壁(例如,远离超声换能器的壁)相关联。特征识别模块316能够配置为获得第一血管特征或第二血管特征中的至少一个的位置,并且图像修改模块318能够配置为基于第一位置或第二位置中的至少一个来修改图像。

[0070] 图像修改模块318能够被配置为基于用户输入来修改图像。例如,图像修改模块

318能够接收用户输入,该用户输入指示修改显示图像的增益或动态范围中的至少一种的指令。图像修改模块318能够基于用户输入来修改要显示的图像的像素的亮度。

[0071] 在一些实施例中,处理电路300被配置为从超声换能器接收多个超声数据样本。处理电路300能够基于所获得的血管特征位置来连续地修改要显示的多个图像。例如,处理电路300能够获得用于第一超声数据样本的血管特征的位置,该血管特征诸如是中外膜线或管腔-内膜线中的至少一种。对于第二超声数据样本(例如,随后的超声数据样本),处理电路300能够将该血管特征位置用作初始或初步位置,以获得第二超声数据样本中的相应位置。在一些这样的实施例中,处理电路300能够获得在第一帧(例如,基于超声信息生成的帧)中的中外膜线或管腔-内膜线中的至少一个的位置,并且适配中外膜线或管腔-内膜线中的至少一个在第二框架中的位置。

[0072] 处理电路300能够基于所识别的血管特征或者所获得的血管特征位置来初始化用于显示修改后的二进制图像的图像模式。例如,处理电路300能够初始化诸如流动状态参数、与血流或与血管壁关联的颜色、与血流或者与血管壁关联的亮度值或者其他超声显示参数的参数,以便所显示的图像更准确和更精确地示出患者的基础解剖结构。处理电路300能够初始化感兴趣的彩色多普勒区域的尺寸、感兴趣的彩色多普勒区域的位置、彩色多普勒脉冲重复频率、彩色多普勒转向、脉冲波多普勒选通谱宽(gate size)、脉冲波多普勒选通位置、脉冲波多普勒转向角度或其他成像参数。

[0073] 处理电路300能够基于所获得的血管特征位置自动和/或动态地执行关键超声参数的确定。例如,处理电路300能够基于所获得的血管特征位置来确定内中膜厚度、壁直径和/或所选择的成像视图。

[0074] 在一些实施例中,处理电路300基于修改后的二进制图像生成改进的超声图像信息以供显示,因为修改后的二进制图像更准确和/或更精确地将血流与诸如血管壁的血管特征区分开、从而降低颜色渗出或者颜色溢流,并且降低在血流中的杂斑。

[0075] 现在参考图4,图4示出了用于血管成像的自适应增强的方法400。方法400能够由超声系统实施,诸如超声系统100、包括处理电路300的超声系统等。方法400能够被执行以向执行超声诊断程序的用户显示超声频谱或图像。

[0076] 在410处,检测超声信息。例如,超声换能器探头能够被定位成邻近患者以检测来自患者的超声信息。

[0077] 在412处,超声信息被输出为超声数据样本。超声换能器探头能够将超声信息作为频率信息输出。在一些实施例中,超声换能器探头能够被配置为将频率信息处理成根据时间的函数的速度信息,并且将超声数据样本作为根据时间的函数的速度信息输出。

[0078] 在414处,超声信息被预处理。超声信息的预处理能够包括检测感兴趣的区域(例如,基于预期解剖特征自动地检测;响应于指示感兴趣的区域的用户输入检测)。超声信息的预处理能够包括执行增益处理或动态范围处理,其可以被自动地或基于用户输入来执行。超声信息的预处理能够包括执行空间滤波算法或边缘增强算法中的至少一种,以便区分血管壁与血流。

[0079] 在416处,超声信息被分割成二进制图像。二进制图像能够包括至少一个第一区域和至少一个第二区域。能够基于亮度或亮度阈值分割超声信息。

[0080] 在418处,执行形态学处理。形态学处理能够包括在二进制图像上执行图像膨胀算

法,以便联结一些分开的区域,以及移除二进制图像中的小区域。形态学处理能够包括识别对应于明亮的壁边界的一条或多条线。

[0081] 在420处,确定是否已经识别或能够识别出内中膜厚度或内中膜线。例如,如果已经获得或能够获得管腔-内膜线和中外膜线两者,则可以识别内中膜厚度。如果尚未识别出内中膜厚度,则可以执行进一步的处理,包括分割和形态学处理。

[0082] 在422处,如果已经识别出内中膜厚度线,则获得血管特征(诸如近端和远端血管壁的管腔-内膜线和中外膜线)的初步位置。获得血管特征的初步位置能够包括确定在二进制图像中的明亮和黑暗区域之间的边界,使该边界对应于特定的解剖结构(例如,基于血管特征的预期大小)。

[0083] 在424处,能够执行距离阈值或亮度阈值中的至少一个。距离阈值可以被用于限定在血管特征的位置内能够被改进或者优化的区域,并且亮度阈值能够用于从不对应于预期血管特征的像素过滤出对应于预期血管特征的像素。在426处,获得血管特征的最终位置。可以基于距离阈值和/或亮度阈值的执行来获得最终位置。

[0084] 在428处,适配图像显示参数。例如,与要用于显示图像的成像模式相关联的参数或与流动状态相关联的参数可以被针对当前帧和针对后续帧适配。

[0085] 在430处,修改图像以供显示。在B模式成像中,可以在与血流相对应的图像部分中抑制来自血管壁的杂斑。能够增强在血管壁和血流之间的对比。能够区分动脉和静脉(例如,基于颜色或亮度的修改)。在彩色多普勒成像中,诸如通过基于所获得的血管特征位置,从被确定为与血流相对应的区域中移除颜色,能够降低从血管壁区域到血流区域的颜色渗出。在432处,显示图像。

[0086] 本公开设想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。本公开的实施例可以使用现有的计算机处理器来实现,或者通过用于合适系统的为该目的或者其他目的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。在本公开的范围内的实施例包括程序产品,该程序产品包括机器可读介质,该机器可读介质用于承载或具有存储在其上的机器可执行指令或数据结构。这种机器可读介质能够是能够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,这种机器可读介质能够包括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器装置,或者是任何其他介质,该任何其他介质能够用于承载或存储具有机器可执行指令或数据结构的形式的期望的程序代码,且该任何其他介质能够被通用或专用计算机或带有处理器的其他机器访问。当信息通过网络或另一通信连接(硬连线、无线或硬连线或无线的组合)传输至机器或提供给机器时,机器当然会将该连接视为机器可读介质。因此,任何这种连接当然称为机器可读介质。上述的组合也被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些功能或一组功能的指令和数据。

[0087] 尽管附图可以示出方法步骤的特定顺序,但是步骤的顺序可以与所描绘的顺序不同。同样地,可以同时或部分同时执行两个或更多个步骤。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,可以通过具有基于规则的逻辑和其他逻辑的标准编程技术来完成软件实施方式,以完成各种连接步骤、处理步骤、比较步骤和决策步骤。

[0088] 尽管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来说将是显而易见的。本文中公开的各个方面和实施例是出于说明目的,而不是旨在进行限制,其中,真实的范围和精神由所附权利要求指示。

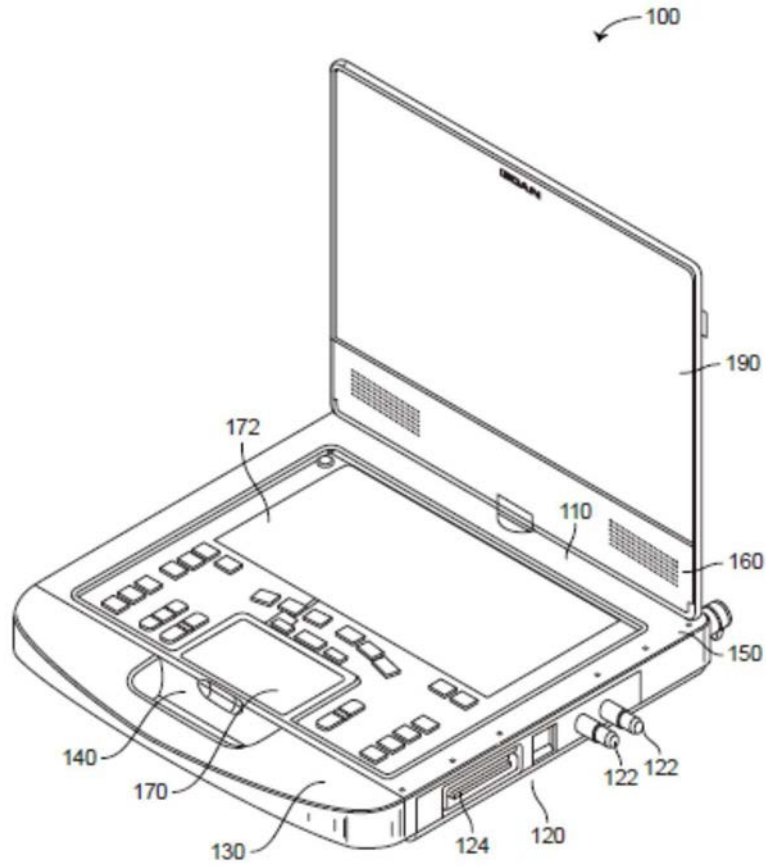


图1A

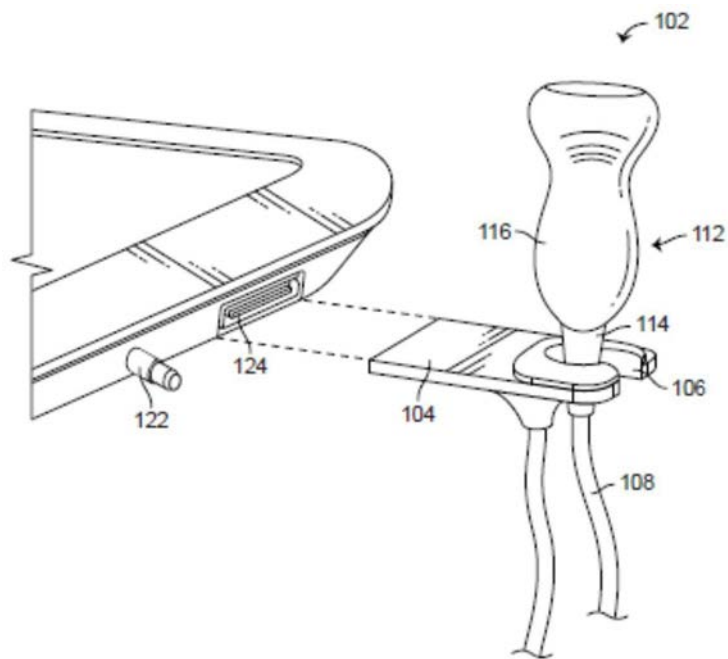


图1B

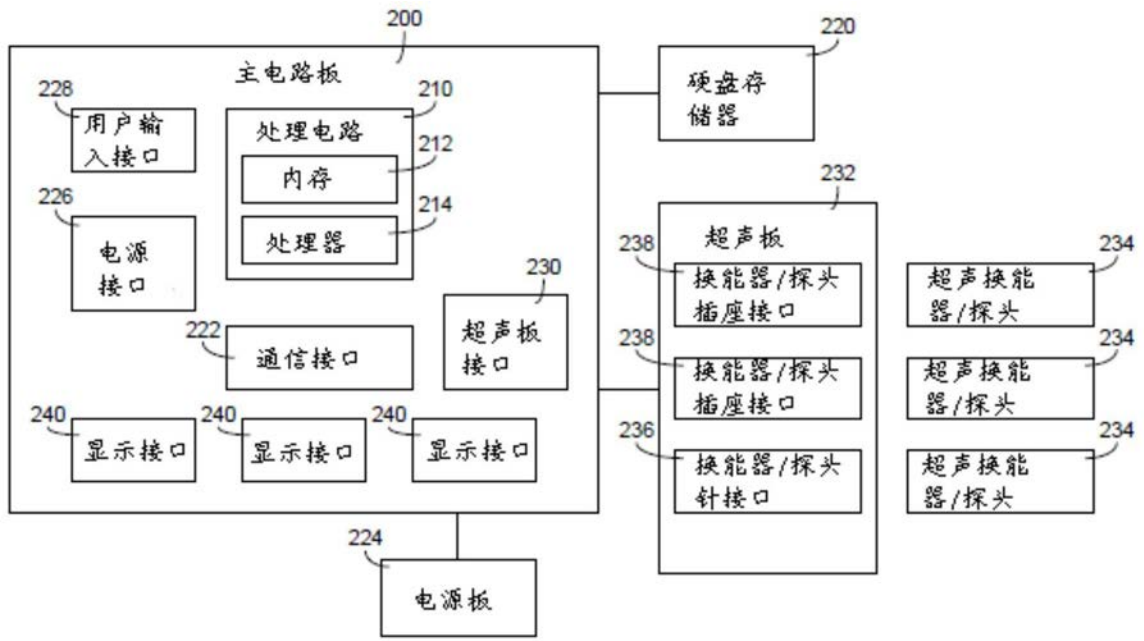


图2

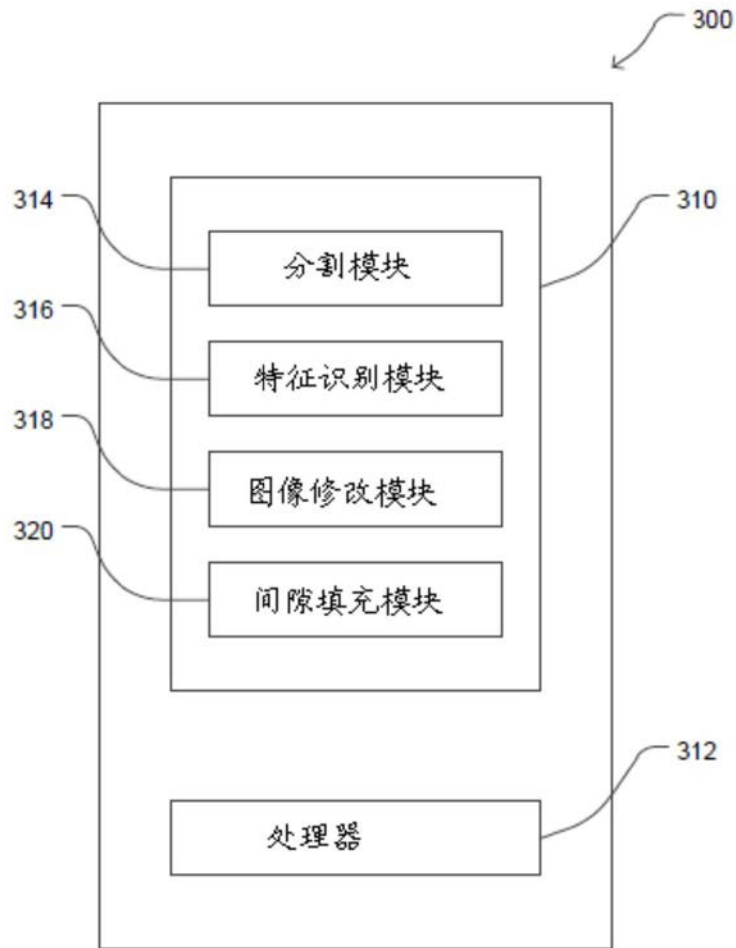


图3

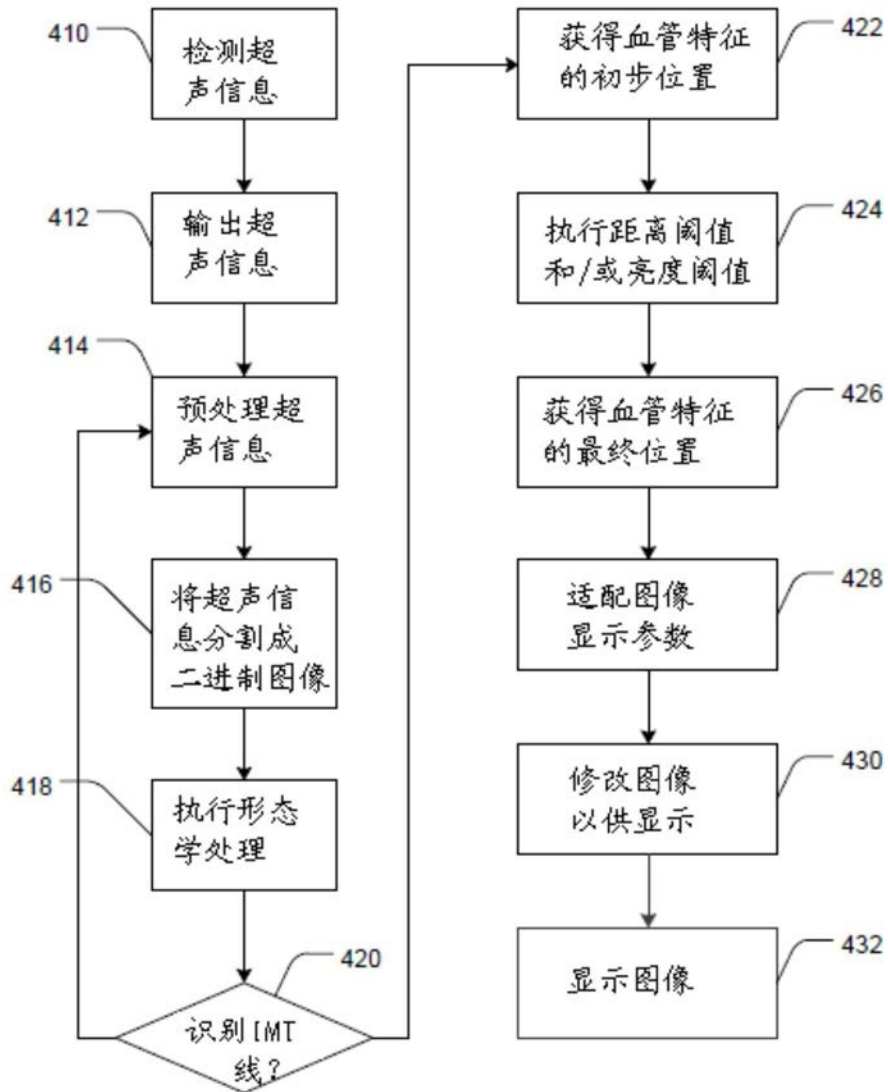


图4

专利名称(译)	用于自适应增强血管成像的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110678127A</a>	公开(公告)日	2020-01-10
申请号	CN201780091267.8	申请日	2017-05-31
[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	马景辉 瑟哈德里斯里尼瓦桑 凌锋		
发明人	马景辉 瑟哈德里·斯里尼瓦桑 凌锋		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/4427 A61B8/488 G06T7/0012 G06T7/12 G06T7/136 G06T7/155 G06T2207/10132 G06T2207/30104 G06T11/001		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声系统(100)，该超声系统(100)包括超声换能器、处理电路(210, 300)和显示器。超声换能器被配置为检测关于患者的超声信息并将超声信息作为超声数据样本输出。处理电路(210, 300)被配置为将超声数据样本分割成包括至少一个第一区域和至少一个第二区域的二进制图像，基于在至少一个第一区域和至少一个第二区域之间的边界获得二进制图像的第一血管特征的第一位置，并且基于第一血管特征的第一位置修改二进制图像。第一血管特征与内中膜厚度相关联。显示器被配置为显示修改后的图像。

