



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103997972 B

(45)授权公告日 2017.05.03

(21)申请号 201280061675.6

C·菲尔雄 J·彼得鲁齐洛

(22)申请日 2012.12.07

A·阿南德

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103997972 A

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(43)申请公布日 2014.08.20

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据
61/576,551 2011.12.16 US

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)
A61B 8/06(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)
G06T 7/00(2017.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.06.13

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2012/057057 2012.12.07

(56)对比文件
CN 102078202 A,2011.06.01,
US 6682483 B1,2004.01.27,
CN 101889216 A,2010.11.17,
CN 101316549 A,2008.12.03,
US 2011/0034807 A1,2011.02.10,

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/088320 EN 2013.06.20

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 王兆雨

(72)发明人 P·瓦集内帕里 R·S·西索迪亚
L·古普塔 G·拉马钱德兰

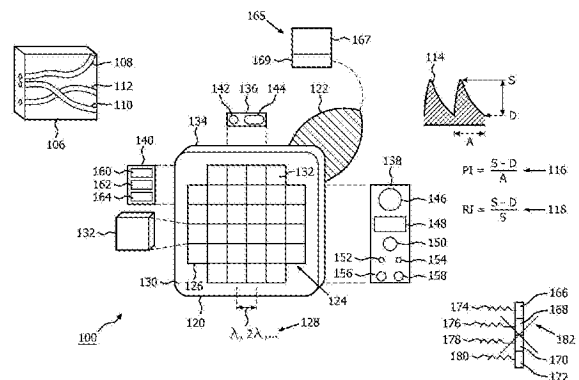
权利要求书1页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

通过名称的自动血管识别

(57)摘要

一种设备,其被配置用于探询血管以导出流动特性(S628),并且被配置用于响应于导出并基于导出的特性而在解剖学上识别血管。可以基于探询并且具体而言从探询中获得的数据所计算的多普勒功率来生成各血管的空间图。基于所述图以及对血管和/或血管类别的用户选择的集合,可能进行后续探询(S668)以导出临床多普勒指数。所述设备可以被设计为自动地设定用于后续探询的样本体积(509)并且自动操作从用户选择到对指数的显示。该显示还可以包括由通过它们单独的解剖学名称标注的集合所召集的血管的图像(524)以及任选地涉及血液流动的诊断。所显示图像可以被扩大以放大用户的屏幕上的选择。所述设备的特征可以是换能器元件的二维超声非相控阵列。



1. 一种设备(100),其被配置用于计算多普勒功率,以用于基于在所述计算中做出的计算结果来生成多个血管的空间图,用于探询(S616)来自所述多个血管之中的血管以导出所述血管的流动特性,并且用于响应于所述导出并基于所导出的特性而在解剖学上识别所述血管,其中,所述设备包括换能器元件并且还被配置为既不共同地使用任何所述元件来对所述探询中使用的波束聚焦也不对所述波束进行引导。

2. 根据权利要求1所述的设备,其还被配置用于探询所述多个血管以分别导出流动特性,并且用于响应于所述分别导出并且基于分别导出的特性而在解剖学上单独地识别(511)所述多个血管。

3. 根据权利要求1所述的设备,其还被配置为,为了执行所述计算,探询所述多个血管。

4. 根据权利要求1所述的设备,其还被配置用于基于所述图并且响应于所述生成而设定样本体积(S664)。

5. 根据权利要求1所述的设备,所述探询是基于所述图的并且是响应于所述图的生成的。

6. 根据权利要求5所述的设备,所述探询被应用到所述图中的所有血管中(S664,S668)以导出各自的流量特性,所述设备还被配置用于响应于所述导出并基于所导出的特性而在解剖学上识别所述多个血管中的每一个。

7. 根据权利要求1所述的设备,一种手持式、独立的诊断装置包括所述设备。

8. 根据权利要求1所述的设备,其还被配置用于确定动脉的正流动通道(440)和负流动通道(444)两者之中是否都存在周期性脉动运动(418,420),所述识别是基于所述确定的。

9. 根据权利要求1所述的设备,所述识别将所述血管命名为是哪个动脉(416)或者静脉。

10. 一种用于在解剖学上识别血管的装置,所述装置包括:

用于探询所述血管以导出所述血管的流动特性,并且响应于所述导出并基于所导出的特性来执行解剖识别(S355-S390)的单元;

用于生成各血管(108-112)的空间图的单元,所述血管在所述各血管之中;并且

其中,既不共同地使用任何换能器元件来对所述探询中使用的波束聚焦也不对所述波束进行引导。

11. 根据权利要求10所述的装置,对体素的评价基于经由单个换能器元件所探测到的多普勒功率。

12. 根据权利要求11中所述的装置,所述体素在所述元件的覆盖面积之下。

13. 一种设备,其被配置用于:在具有超过预定的最小尺寸的区域中生成所有血管(108-112)的空间图;基于所述图并且响应于所述生成(S668),来探询(S616)来自所述所有血管之中的血管以导出所述血管的流动特性;并且响应于所述导出并基于所导出的特性而在解剖学上识别所述血管,其中,所述设备包括换能器元件并且还被配置为既不共同地使用任何所述元件来对所述探询中使用的波束聚焦也不对所述波束进行引导。

14. 根据权利要求13中所述的设备,所述探询包括发射超声并且接收由所述发射造成的回波作为信号。

通过名称的自动血管识别

技术领域

[0001] 本发明涉及用于探询以识别血管的设备,并且更具体而言,用于在解剖学上识别血管的设备。

背景技术

[0002] 评估胎儿的健康在孕期保健中是非常重要的临床实践。目前,医生评估胎儿健康的最流行的方式是使用心功仪(CTG)的胎儿心率的分析以及使用超声多普勒(Doppler)的母婴血管流动的评估。母婴的具体血液流动的超声多普勒波形分析是已建立的医学实践的一部分并且是针对高风险孕期的诊断和评估(母亲中的二型糖尿病、高血压或者先兆子痫以及IUGR-胎儿的宫内生长迟缓)的各种临床指导中的标准建议。例行产前保健的主要目标之一是识别“处于危险中”胎儿以便临床干预,从而降低围产期发病率和死亡率的发生率。在胎儿健康的评估中有一些血管是:脐动脉、大脑中动脉、静脉导管以及(左和右)子宫动脉和脐静脉。

[0003] 在世界范围内,超声扫描器在孕期监视中已变得不可或缺。它们目前提供监视胎儿的生长和发育的最佳选择。双工超声扫描器除了常规扫描外还提供超声脉冲波多普勒。彩色多普勒和能量多普勒是对针对血管成像提供的扫描器的范围的更新添加。具体来说,通常提供彩色多普勒,这导致经常称作“三重”扫描器。在2D彩色血流图中,血管的空间图像被血流图覆盖,使得超声反射以灰度级来表示并且血流速度信息以彩色来绘制。

[0004] 多普勒检查典型地要求很大程度的技能来获取临床上有用的测量结果。例如,将探头相对于血管正确取向以确保波束-流动(beam-flow)角度小于60度是至关重要的。当在速度的确定中使用大于60度的角度时,测量结果中的误差被放大。临床超声扫描器的标准工作流程允许超声扫描师使用标准B模式和彩色血流显示来确定探头相对于血管的取向。然后获取频谱多普勒测量结果,因此确保所测量的速度是正确的。

[0005] 此外,目前,样本体积由放射科医师手动地设定的,这对技能有要求。

[0006] 在血管应用中使用超声的以执行多普勒测速要求可提供技术人员。

[0007] 双工超声扫描器被用于测量血管中的血流速率并且产生表示血流的谱图。可以基于该谱图做出测量结果来产出由内科医生在开出医学诊断中所使用的多普勒指数。要通过其做出诊断的血管经由显示器通过其名称来在解剖学上识别。

[0008] Yoo等人的美国专利申请2011/0034807公开了一种用于自动地标记血管的超声系统,其从利用数字或颜色来标记被成影像地分割的血管以将它与另一分割血管进行区分的意义上而言是这样的。在Friedman等人的WO 2011/021175以及诸如Gauthier等人的WO 2011/041244的直接受让人的工作和Pallavi等人的“Doppler based Identification of Uterine Artery and Umbilical Artery for Monitoring Pregnancy”中找到用作背景的其他相关研究领域。

发明内容

[0009] 在新兴市场国家(诸如印度)中,专家的短缺限制了对超声的可用性和使用。因此,获得并且评价用于临床诊断的多普勒信号(而不要求用户解释超声扫描图像)的自动化方法对于非放射科医生(诸如初级处理提供者的OB/GYN或者心脏病专家)是有用的。

[0010] 此外,低成本系统对于提供新兴市场环境中的有吸引力的解决方案至关重要。目前在用于产前检查和分娩的市场中可购得的设备是超声和CTG机器。然而,这两种设备都是相对昂贵的。

[0011] 此外,尝试自动孕期监视的复杂化因素在于,生成了受声波作用的非常大的区域,例如具有从2至10厘米(cm)的深度范围。该区域可能可以具有许多血管。共用髂动脉分支为外部髂动脉和内部髂动脉。内部髂动脉分支为子宫动脉和闭孔动脉。子宫动脉继而到宫颈动脉和阴道动脉,而外部髂动脉分支为股动脉和腹壁动脉。这些外围动脉中的任何一项可以存在于在查找子宫动脉或者外部髂动脉时被探询的空间区域中。

[0012] 又一考虑在于,产科应用中的患者的运动或者胎儿的运动可以不利地影响感兴趣血管的识别。该因素增加了执行检查所需要的时间。

[0013] 存在对于对用于提供高危孕期筛查和监视的多普勒测速的低成本、易于使用并且节省时间的解决方案的需要。

[0014] 题为“Automated Doppler Velocimetry Using a Low-Cost Transducer”的共同受让的专利申请公开了手持式、独立、基于多普勒的超声探头,其检查面较不精细地划分为分开的换能器元件,即,针对相对少的分开的元件。如其中所提及,探头自动地操作而不需要解释解剖结构的视觉显示。

[0015] 本专利申请涉及自动地并且解剖上识别具有超过受声波作用的区域中的最小尺寸的所有血管以自动地将它们标记,并且具体应用于紧接的上文中所提到的探头。

[0016] 根据本发明,一种设备被配置用于探询血管来导出血管的流动特性,并且被配置用于响应于该导出并基于所导出的特性而自动地识别血管。

[0017] 在一个方面中,所述设备还被配置用于生成各血管的空间图,上文所提及的血管是所述各血管之中的。

[0018] 在一个子方面中,所述设备还被配置用于基于所述图并且响应于所述生成而进行探询。

[0019] 在另一子方面中,在生成所述图中,所述设备基于由所述设备的单个换能器元件所探测的多普勒功率来选择性地评价体素。

[0020] 从另一立场,所述设备被配置用于探询血管以分别导出流动特性并且用于响应于相应的导出并且基于分别导出的特性而自动地、单独地识别血管,其中,上文所提及的血管在所探询的那些血管之中。

[0021] 在一个子方面中,所述设备还被配置用于基于探询的结果而生成来自所探询的血管当中的血管的空间图。

[0022] 作为又一子方面,所述设备还被配置用于基于所述图并且响应于所述生成而设定样本体积。

[0023] 从备选的立场,该探询是基于血管的图并且对所述图的生成进行响应。

[0024] 在一些实施例中,基于所述图的探询被应用到所述图中的所有血管。

[0025] 在不同的子方面中,所述设备包括用户显示器并且还配置用于响应于血管的识

别而生成所识别血管的概要以用于在所述显示器上察看。该概要包括所识别血管的名称以及由特性的导出所获取的信息。

[0026] 在相关的子方面中,所述设备包括用户接口,所述用户接口还包括显示器。所识别血管被呈现以用于经由该接口的选择。所述设备还被配置用于根据基于血管的探询所生成的图而在显示器上显示所选择血管的图像以及所述血管的解剖学名称。

[0027] 在一个其它相关子方面中,所述设备包括用户接口,所述用户接口包括显示器。所述设备被配置用于响应于血管的识别而生成从其执行识别的图以用于显示器上察看。所述设备还被配置用于响应于用户经由接口在所述图上选择一个或多个血管而对在屏幕上的一个或多个所选择血管进行放大。

[0028] 所述设备包括通过其包含所识别血管中的多个血管的集合针对血管的识别而可选择的用户接口。此外,所述设备还可以被配置用于基于该选择而在解剖学上向用户识别同时识别的血管中的多个血管。

[0029] 关于选择能力,在又一子方面中,所述设备还被配置用于基于来自多个血管当中的血管的图并且响应于该选择而设定样本体积。

[0030] 在通用子方面中,所述识别通过解剖学名称而不是仅通过血管类别来识别血管。

[0031] 从另一通用立场,手持式、独立的诊断装置可以并入所述设备。

[0032] 作为另一适用特征,所述设备包括换能器元件并且被配置为既不共同地使用任何元件来对该探询中使用的波束聚焦也不对其进行引导。

[0033] 在特定子方面中,所述设备还被配置用于确定动脉的正流动通道和负流动通道两者中是否存在周期性脉动运动。识别是基于该确定的。

[0034] 在一个附加子方面中,所述设备还被配置用于基于到达峰值收缩期的时间与从峰值收缩期到舒张末期的时间之间的比率的识别。

[0035] 在不同的互补的子方面中,特性用作多维特征空间中的特征,其中,识别是基于该空间中的接近性的。

[0036] 在不同但相关的子方面中,识别包括计算谱图的时间跨度以及具有超过相同周期中的前一偏移至少75Hz的频率偏移的谱图的最大频率包络中的峰值的数目。峰值是它们相应的脉冲周期的最大峰值。对时间跨度与紧接的上文所提及的数目的比率的预定的脉动阈值进行比较来确定血管是否是动脉。

[0037] 在再一子方面中,识别为血管是哪个动脉或者静脉命名。

[0038] 以下借助于未按比例绘制的下面的附图还阐述了新颖设备的细节以及其自动血管识别。

附图说明

[0039] 图1的示意图通过范例示出了超声探头、包含血管的感兴趣体积以及血管波形和相应的临床多普勒指数;

[0040] 图2是包括在将血管分类中可用的特征的脉动周期的曲线图;

[0041] 图3是用于在解剖学上识别血管的流程图;

[0042] 图4是外部髂动脉的频谱以及动脉的通道的图形表示;

[0043] 图5是关于血管的自动命名和临床诊断支持的用户交互的概念视图;并且

[0044] 图6是自动血管命名设备通过其进行操作并且与用户交互的过程的一流程图。

具体实施方式

[0045] 对本文所提出的关于自动化血管识别的描述之前主要是是对专利申请“Automated Doppler Velocimetry Using a Low-Cost Transducer”中所公开的基于多普勒的探头的回顾。具体聚焦于本发明的讨论然后将联系图2和后续附图来开始。

[0046] 图1以示例性并且非限制性范例的方式描绘了超声探头100以及包含血管108、110、112的体积或“感兴趣体积”106。还描绘了血液流动、或者“频谱多普勒超声”、用作谱图的包络的波形114以及相应的临床多普勒指数116、118。

[0047] 探头100可实现为自动、手持式、独立、自含式的超声检查设备。它具有换能器外壳120和手柄122。

[0048] 在换能器外壳120内,非相位的二维换能器阵列124包括换能器元件126,元件的数目由扫描体积和解剖结构来确定。虽然如下文进一步更详细地所讨论,数据采集由元件126单独地发生,但是元件能够同时操作以缩短总采集时段。

[0049] 如以示范性的方式参见图1,元件126的数目是32。因此,利用10mm的元件尺寸,覆盖了近似6cm x6cm体积。与外壳120的前表面130齐平的是换能器元件126的超声接收表面或者覆盖面积132,相同表面还发射(即,发出)超声。

[0050] 覆盖相同的6cm x6cm体积的总计仅32个元件126与常规医学成像中所要求的大得多数目的元件大相径庭。

[0051] 在这点上,与相控阵列换能器一样,用于医学成像的电子聚焦要求 $1/2$ 波长(即, $1/2\lambda$)或更少的元件间距离。用于成像的多普勒超声可以典型地在每秒 2×10^6 个周期与每秒 4×10^6 个周期之间(2到4MHz)变化。超声以大约1540米/秒的速度穿过软体组织。波长(即, λ)等于速度除以频率。此处,这是 1540m/s 除以近似 2×10^6 周期/s= 0.8 毫米。用于显示器的医学超声成像因此将要求小于 0.4mm 的元件间距离和小于 $(0.4\text{mm})^2$ 的元件表面积,该 $(0.4\text{mm})^2$ 小于 0.2mm^2 。因此,利用大约 $1/2\lambda$ 的小元件尺寸,将要求几千个元件126来建造像参见图1中的一个那样覆盖6cm x6cm的体积的2D阵列。

[0052] 图1中元件的距离(尺寸)是10mm,其如上文所讨论将通常超过在针对存在血管108、110、112检查感兴趣体积106中使用的超声的 12λ 。

[0053] 更一般地,根据本文所提出的,元件126相隔超过 $1/2\lambda$,但是元件间距离128可以是 λ 、 2λ 或更多,如上文所讨论。表面132的面积相对应地是至少 0.6 平方毫米(mm^2),并且可以是更多,例如图1中的 10mm^2 、 25mm^2 或者 100mm^2 。

[0054] 有利地,自动超声设备100不依赖于医学图像的显示来达到诊断;而是,作为替代,特征为包括较少换能器元件并且因此较少通道的阵列。因此,生产成本低,同时借助于自动操作,维持了可靠性。当医学检查必须以较快的速度执行时,可以更加改进可靠性。自动操作往往还减少检查时间,从而减轻工作量并且使检查更方便。

[0055] 在多普勒数据采集期间,元件126要么顺序地要么在注意来自一个元件的听觉信号不显著地影响同时被激发的其它信号的一个或多个组中被开火。对于每个元件126而言,接收周期落后于发射周期。多普勒接收门相对应地被定位在接收周期中以便允许来自感兴趣体积106内的相对应深度的采样。

[0056] 为了面对用户,外壳120的背面134上是若干用户接口、包括顶面板136、左面板138和右面板140的输入输出面板。通断开关142和音频扬声器面144布置在顶面板136中。左面板138设计有功能导航/启动按钮146、显示器148、多普勒功率探测指示器150、胎儿心跳采集指示器152、母亲心跳采集指示器154、正常血液流动指示器156以及异常血液流动指示器158。右面板140包括三个初始化参数项反馈窗口160、162、164。

[0057] 任选地,如在图1中由虚线所指示,探头100通过有线或者无线连接到具有显示设备167和用户可启动的控制部169的分开用户接口165。用于设备167的屏幕的触敏特征可以包括在控制部169当中,其它导航和选择设备(诸如鼠标、按钮、滑键、旋钮和轨迹球)也可以。

[0058] 在任选地独立的探头100内,用作本文所提出的设备的控制电路(未示出)可以采取能够在换能器驱动电子器件中实现的一个或多个集成电路(1C)的形式。该一个或多个1C可以备选地被配置用于安装到现有的装置(诸如超声双工扫描器)中。

[0059] 阵列124的元件126全部独立地对图像进行操作。这与例如共同地使用分开的换能器元件以对波束成像或者引导的相控阵列大相径庭。在相控阵列中,引导和聚焦通过适当地延迟相对于其它元件的元件的输入和/或输出来执行。

[0060] 根据本文所提出的,一组换能器元件同时开火。所述一组元件同时地并且独立地通过元件继续成像,直到所述组的数据采集时段截止。

[0061] 用于成组成像的设备被配置为既不共同地使用任何元件126来对成像中使用的波束聚焦也不对其进行引导。通过展示的方式,图1中的换能器元件166、168、170、172各自具有它们各自的信号174、176、178、180。发射的信号174、180落后于发射信号176、178,从而导致结果的超声束的聚焦和/或引导。所述探头不针对这样的协议来实现,如由图1中的“X”182所指示。同样地,关于接收,不向元件166、168、170、172区别地应用延迟。

[0062] 本文中描述的是非相控二维换能器阵列124,但是任何其它已知和适合的架构的相控阵列和换能器阵列在本发明所意图的范围之内。

[0063] 临床多普勒指数(例如脉动指数(P1)116和抗性指数(R1)118)是血液脉动的多普勒角度无关的度量。标注图1中的血液流动波形114的符号S、D和A分别表示峰值收缩频率偏移、舒张末期频率偏移以及一个心搏周期的长度。血液流动波形114是多普勒频率并且因此血液流动速度对时间的曲线图。

[0064] 探头100在识别血管108-112并且在评估血液流动的常态中可以利用波形114的特征(诸如指数P1和R1这二者)以及它们构成的卡尺测量结果S、D和A。现在参考图2叙述在识别中可使用的波形114的其它特征。

[0065] 示出了脉冲周期200,其由单位为随时间212的频率偏移208的波形204表示。其峰值收缩频率偏移 f_s 由图2中的 S_2 来指代,并且其舒张末期频率偏移是 D_2 。从峰值收缩期到舒张末期的时间220在本文中被限定为 $T_{D2}-T_{S2}$ 。持有者缺陷(holder's defect)被限定为在峰值收缩期与舒张末期之间、波形204与直线228之间的最大距离224。另一特征是动脉的正通道和负通道这二者中的周期性脉动流量的存在,其在下文中联系图4更详细地进行讨论。比率 $(T_{S2}-T_{D1}) / (T_{D2}-T_{S2})$ 也是在识别中可使用的特征,上文所提到的特征的其它组合也一样。

[0066] 波形204的这些特征是在借助于可实现为k近邻(K-NN)分类器(其中,例如 $K=3$)的分类器的考虑之下将血管108-112分类并且命名中可使用的所导出频谱特性的范例。使用

输入到K-NN分类器的各种特征(例如P1),输入的M个类型中的每一个对应于M维特征空间中的维度。到分类器的另一类型的输入是训练范例。每个训练范例对应于实际临床案例,并且包括用于该案例的M个特征输入,其将该范例限定为M维空间或者“多维特征空间”中的特定点(即,“示范性点”)。每个示范性点与“母亲动脉”或“胎儿动脉”的相应的结果相关联,这取决于该训练范例实际上适于母亲动脉还是胎儿动脉。该结果被称为“真实情况”。所述分类器已经利用训练范例来被初始化,使用针对当前被分类的血管108-112所导出的特征输入来形成M维空间中的点。针对 $K=3$,3个最近邻(示范性)点被识别。每个近邻将使要么一个可能的分类要么另一个作为其结果。多数票决胜出。由于3是奇数,因而不会存在任何平局。因此,解剖识别是基于多维特征空间中的接近性的。用作类似性的测量的距离可以是欧几里得、曼哈顿、巴特查里亚等距离。最近邻分类器(像K-NN分类器)享有简单的益处。然而,作为替代,可以使用其它备选方法(例如神经网络或者支持向量机(SVM))。

[0067] 血管108-112初始通过将它分类为要么动脉要么静脉来在解剖学上进行识别。这可以在不需要K-NN分类器的情况下完成。

[0068] 图3是用于基于谱图在解剖学上识别血管108-112的示例性方法300。该技术是基于探测动脉的脉动流动特性的。首先,针对谱图生成最大频率包络204(步骤S305)。其是最大频率的包络。血流在血管中剖面地变化,其中,靠近血管壁的血液移动较慢。较慢的移动导致频谱中的较低的频率偏移分量。然后,计算显著峰值的数目(步骤S310)。峰的特征在于其周围的波形204中具有较低点。显著峰值(即,周期200的最大峰值)是最大频率包络的峰值,其最大并且在其左边具有低于DELTA230更低值。DELTA230至少是75Hz。在利用使用 $N=256$ 数据点的21毫秒汉明窗(Hamming window)和用于多普勒频率偏移的50%交叠所获取的基于FFT的声波图中,对于44.1KHz的采样频率,DELTA230是87.8Hz。可以在步骤S310之前或之后执行的步骤S315是计算谱图中以秒为单位的时间跨度。如果时间跨度小于谱图尺寸阈值(步骤S320),那么所获得的频谱数据被认为具有低的质量,并且重新运行探头100的采集(步骤S325)。如果,另一方面,时间跨度满足谱图尺寸阈值(步骤S320),关于在步骤S310中计算的显著峰值的数目大于还是等于峰值计数阈值(步骤S330)进行查询。如果该数目小于峰值计数阈值(步骤S330),那么血管108-112被确定为静脉(步骤S335)。然而,如果该数目大于或等于峰值计数阈值(步骤S330),则计算比率(步骤S340)。该比率为时间跨度对显著峰值数目的比率。如果该比率不在脉动度量的预定范围内(步骤S345),那么该信号被认为来自静脉或者是差的动脉信号。因此,在该事件中重新获得多普勒数据(步骤S350)。否则,如果该比率在预定范围内(步骤S345),那么该信号被认为指示动脉(步骤S355)。

[0069] 如果血管是动脉(步骤S355)并且心搏周期长度 $T_{D2}-T_{D1}$ 在0.3秒与0.6秒之间(步骤S360),那么血管被认为是胎儿动脉(步骤S365)。

[0070] 否则,如果该长度在该范围之外(S360),那么通过血管分类器(S370)来做出判定(S370)。来自用户的分类器输入包括:孕龄;探头在母亲腹部上的粗略的近似位置;以及M维特征空间中375的训练范例。

[0071] 其它输入直接或者间接地来自从超声接收的脉冲回波信息。直接从超声针对围绕探头100的组织来做出平均反射指数估计。该指数与预定义的反射指数列表相比较来确定探头100在母亲身体上的定位。间接输入是从多普勒信号导出的频谱信息。

[0072] 如果在确定血管是母亲还是胎儿中利用K-NN分类器(步骤S370),并且如果血管被

发现是母亲动脉,那么关于它是否是子宫动脉做出确定(步骤S380)。如果,另一方面,血管被发现是胎儿动脉,那么通过K-NN分类器对关于它是否是脐动脉做出确定(步骤S385)。

[0073] 如果该动脉未被发现是子宫动脉(步骤S380),那么对关于该动脉是否是外部髂动脉做出确定(步骤S390)。借助于基于证据的模型做出该后者确定,图本文在下文中联系图4所描述。

[0074] 在根据方法300命名血管108-112中做出的(如在图3中由虚线箭头395所指示的)其它区分调用K-NN分类器。血管108-112因而通过名称而不是仅通过类别来在解剖学上进行识别。

[0075] 图4描绘了外部髂动脉416的谱图404、408、412的范例,并且还示出了外部髂动脉的正通道420和负通道424的表示。外部髂动脉416典型地在所探查的区域中是最大的。然而,它可以展示多个形式的行为,这使识别具有挑战性。第一谱图404是二相的。其具有第一个的两个相位418以及第二个的两个相位420。第二谱图408是三相的,具有三个相位422、424、426。第三谱图412是四相的,具有四个相位430、432、434、436。负相位420、424、432、436指示血流的方向(例如从一个时间 t_1 处的正方向440到紧接地未来时间 t_2 处的负方向444)的改变。血流是分别在正流动通道和负流动通道中发生的这些方向440,444。在外部髂动脉416中,周期性脉动流量在这两个通道中发生。该特性将外部髂动脉416与受声波作用的区域中的任何其它外围动脉相区分。因此,类似于谱图404、408、412的谱图,外部髂动脉416提供动脉是外部髂动脉416的证据。

[0076] 另一份证据是到达峰值收缩期216的时间与从峰值收缩期到舒张末期220的时间的比率232。较小比率支持该血管是外部髂动脉416的结论。

[0077] 这两份证据可以在其值与阈值相比较来确定是否保证动脉是外部髂动脉416的结论的表达式中被加权。基于训练数据中的证据的发生的数目,针对这两份证据并且针对任何其它类型的证据来估计权重。

[0078] 图5以示例性并且非限制性范例的方式论证了提供交互用户接口、自动血管命名和图形显示的实现方案。

[0079] 在第一设计501中,显示设备167的屏幕504上示出了指定“所有血管”的用户可选择按钮502。按压按钮502发起受声波作用区域中的所有血管108-112通过其被探询的过程。基于借助于探询所获得的信息,生成各血管的空间图506。其包括具有超过最小尺寸的区域中的所有血管108-112。图506的生成由箭头508来指示。其通过针对每个换能器元件126确定其覆盖面积132下的每个体素509是否具有血液流动信息来生成。基于图506并且响应于其生成,如由箭头510所指示,在表511中,图中的每个血管通过名称512同时在解剖学上来识别,例如“大脑中动脉”,针对所命名的每个血管在屏幕504上示出相应的名称。在表511中,与每个所命名的血管108-112一起,显示了多普勒指数514,例如其值属于该血管的P1和R1。由于“所有血管”是选择,因而针对导出要被显示在屏幕504上的多普勒指数514所需要的频谱信息再次探询每个所命名的血管108-112。备选地,如果用于生成所述图的第一探询产出足够的频谱信息并且该信息已被保留在存储中以用于重新访问,那么第二探询可以放弃。另一方面,例如,由于在时间域中可以计算多普勒功率,因而来自第一探询的多普勒信号可能尚未被用于生成谱图。在由相同发明人共同拥有的、题为“Time-Domain Doppler-Power Computation Based Vessel-Localization”的专利申请中描述了这一点。

[0080] 在第二设计515中,所选择的下拉项是解剖描述,即集合518,其可以包括血管名称、血管类别或者某种组合,例如“仅脐动脉”、“动脉+静脉”、“仅静脉”、“子宫+外部骨骼的”等。基于图506来提取仅属于所选择的解剖描述518的信息以用于屏幕520上的显示。此处叠加在图506上的虚线圆522出于示例性目的,并且源于该圆的箭头523表示仅所述图的该部分中的血管108-112被探询。基于该第二探询,在屏幕520上绘制了集合518中所需要的血管的图像524,示出了血管名称512,并且也示出了多普勒指数514。图像524可以类似地由相应的血管名称512来标注。图像524的显示主要针对专家的益处,并且针对普通医生可以避免该特征。可以提出又一屏幕526来放大或者扩大图像524。这可以通过触摸图像524中的期望的血管,其标注名称512或相应的指数514,在触摸屏上触发。结果,在屏幕526上示出了经放大图像528连同名称512和指数514。此外,“正常”或者“异常”的诊断530被开出为临床判定支持的一部分,“正常”指示血管108-112的正常的血液流动并且“异常”指示异常的血液流动。具体地并且以示范性的方式,多普勒参数与列线图(即,将预期的多普勒指数的范围表示为孕龄的函数的表)相比较来确定流动概况是正常的还是异常的。

[0081] 在第三设计531中,选择了两个分开的项532、534(例如“动脉”和“静脉”)。所得屏幕536类似于第二设计515的屏幕上显示器520。除了没有诊断被开出之外,来自所得屏幕536的其它用户选择使屏幕538示出缩放图像540以及第二设计515的屏幕526的其它屏幕上的项。

[0082] 在第四设计541中,集合518的选择提出血管108-112的经标注图像542。标注512或者血管108-112它自身上的其它选择再次显示了血管名称512和指数514。其还显示了正常/异常的诊断544。

[0083] 在图6中看到用于自动地标记血管的示例性过程600、602。探头100被设定在解剖区域上以对其进行探询以用于大于最小值的尺寸的所有血管(步骤S604)。处理指向当前组的元件的换能器元件126(步骤S608)。处理还指向当前元件126的相应覆盖面积132下的当前体素509(步骤S612)。通过超声,从当前体素509获得多普勒偏移信息(步骤S616)。如果存在尚未从其获得多普勒信息的任何剩余体素509,那么返回步骤S612,将下一个体素用作当前体素(步骤S624)。在没有体素509剩余以用于当前组时(步骤S620),对关于下一组是否存在(步骤S626)做出查询。如果一个存在(步骤S626),那么使下一组成为当前组(步骤S627)并且处理分支返回到步骤S608。在组全部被处理时(步骤S626),基于由覆盖体素的元件126所探测的超声携带的信号而针对当前体素509来计算多普勒功率(步骤S628)。如果下一个体素509存在(步骤S632),那么返回步骤S628,将该下一个体素用作当前体素(步骤S636)。在没有体素509剩余时(步骤S632),基于针对提供展示流量的血管108-112的足够的覆盖的足够的血液流动的体素所计算的多普勒功率而开始血管图生成(步骤S638)。图506中的血管信息被成影像的分割为分开的血管108-112(步骤S640)。这可以完成如下。构建6x6x50矩阵,其对应于元件126的6个行、元件的6个列以及每层2mm的深度的50个层。返回参考图1,四个角元件126是缺失的。因此,32x50=1600矩阵项对应于所探询的1600个体素。如果探测到流动,那么该项是“1”;否则,它是“0”。在最近邻准则下,如果相同层内的两个“1”项在棋盘意义上(即横向地或者对角线地)紧接地邻近,那么它们被认为是相同血管108-112的一部分。针对层内的邻近项的每个部分,计算质心。如果邻近层的质心满足接近性准则,那么体素509或它们的部分被认为是相同血管108-112的一部分。如果分开的血管在足够的接近性

内具有相应的端点体素509,那么它们可能被结合,两个体素的信号被充分地相关。然后,在过程600中,针对当前血管108-112导出流动特性(步骤S644)。基于导出的特性而单独地、在解剖学上命名图506中的血管108-112(步骤S648)。如果下一个血管108-112存在(步骤S652),那么返回步骤S644其现在被认为是当前血管(步骤S656)。否则,如果下一个血管108-112不存在(步骤S652),那么所述图是完整的(步骤S656)。

[0084] 在相关的用户交互过程602中,用户结合操作控制502、516、532、534发起(一个或多个)血管/类别选择(步骤S660)。基于其生成在步骤S656中被完成的图506并且基于步骤S660中的(一个或多个)选择而针对当前血管108-112而自动地设定样本体积509(步骤S664)。该样本体积509被探测(步骤S668)。如果下一个体素509存在(步骤S672),则则回到步骤S668,其中,下一个体素用作当前样本体积(步骤S676)。否则,如果没有体素509剩余(步骤S672),则基于步骤S668中的探测导出多普勒指数514(步骤S680)。显示指数514(步骤S684)。步骤S668中的探测不需要限于单个体素509-在元件126成组被开火、若干样本体积同时被探测时。

[0085] 一种设备被配置用于探测血管以导出流动特性并且用于响应于该导出并且基于导出的特性而在解剖学上识别该血管。可以基于探测并且具体地从探测中获得的数据所计算的多普勒功率来生成各血管的空间图。后续探测可能基于所述图以及血管和/或血管类别的用户选择的集合而发生以导出临床多普勒指数。所述设备可以被设计为自动地设定用于后续探测的样本体积并且从用户选择到指数的显示自动地进行操作。该显示还可以包括由通过它们单独的解剖学名称标注的集合所召集的血管的图像以及任选地涉及血液流动的诊断。所显示图像可以被扩大以放大用户的屏幕上选择。所述设备的特征可以是换能器元件的二维超声非相控阵列。

[0086] 虽然在提供用于人类或者动物受检者的医学诊断中可以有利地应用本发明的方法,但是本发明的范围并不限于此。更广泛地,本文公开的技术涉及有效地寻找并且从属于体内、体外或者间接体内的液体流动分析、身体组织中的血管。

[0087] 除胎儿健康评估之外,应用包括颈动脉筛选和肾动脉筛选、用于探测外围动脉疾病(PAD)的ABI测量结果、血管形成术、外伤或者其它脑出血中的出血探测。

[0088] 尽管在附图和前述描述中已详细地示出并且描述了本发明,但是这样的例示和描述应被认为说明性或者示例性并且非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0089] 例如,第一设计501可以并入第二设计515的诊断530。

[0090] 本领域技术人员在实践所要求专利保护的本发明时,通过研究附图、公开内容和权利要求书,可以理解并且实现所公开实施例的其它变型。在权利要求书中,词语“包括”不排除其它元件或步骤,并且定语“一”或“一个”不排除多个。权利要求书中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0091] 可以短暂地、临时地或者在更长时间内将计算机程序存储在计算机可读介质(例如光存储介质或固态介质)上。仅在不是暂态的传播信号的意义,这样的介质是非暂态的,但是包括其它形式的计算机可读介质(例如寄存器存储器、处理器高速缓存和RAM)。

[0092] 单个处理器或其它单元可以实现权利要求书中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

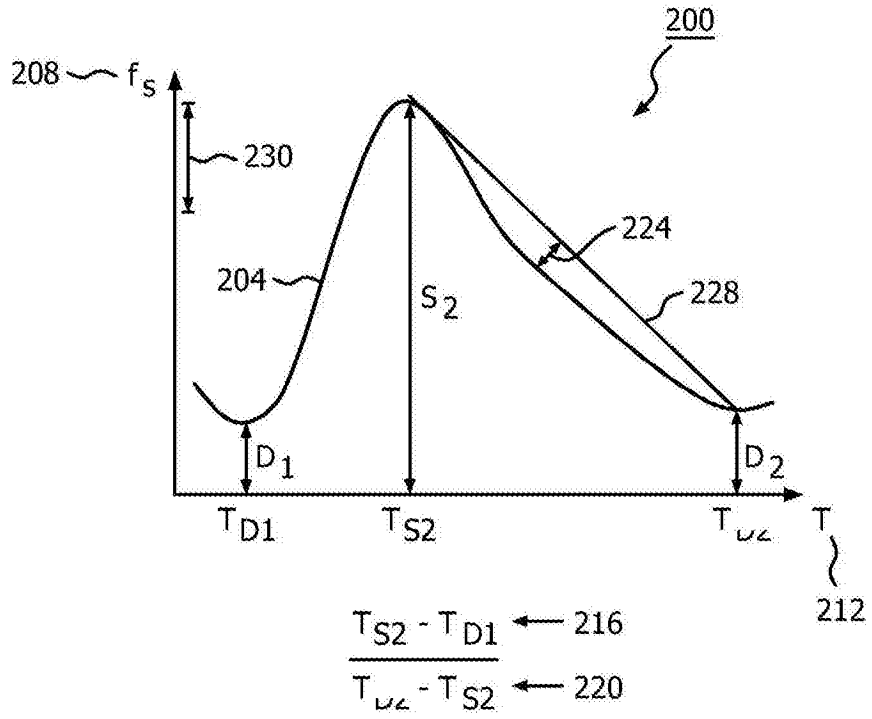


图2

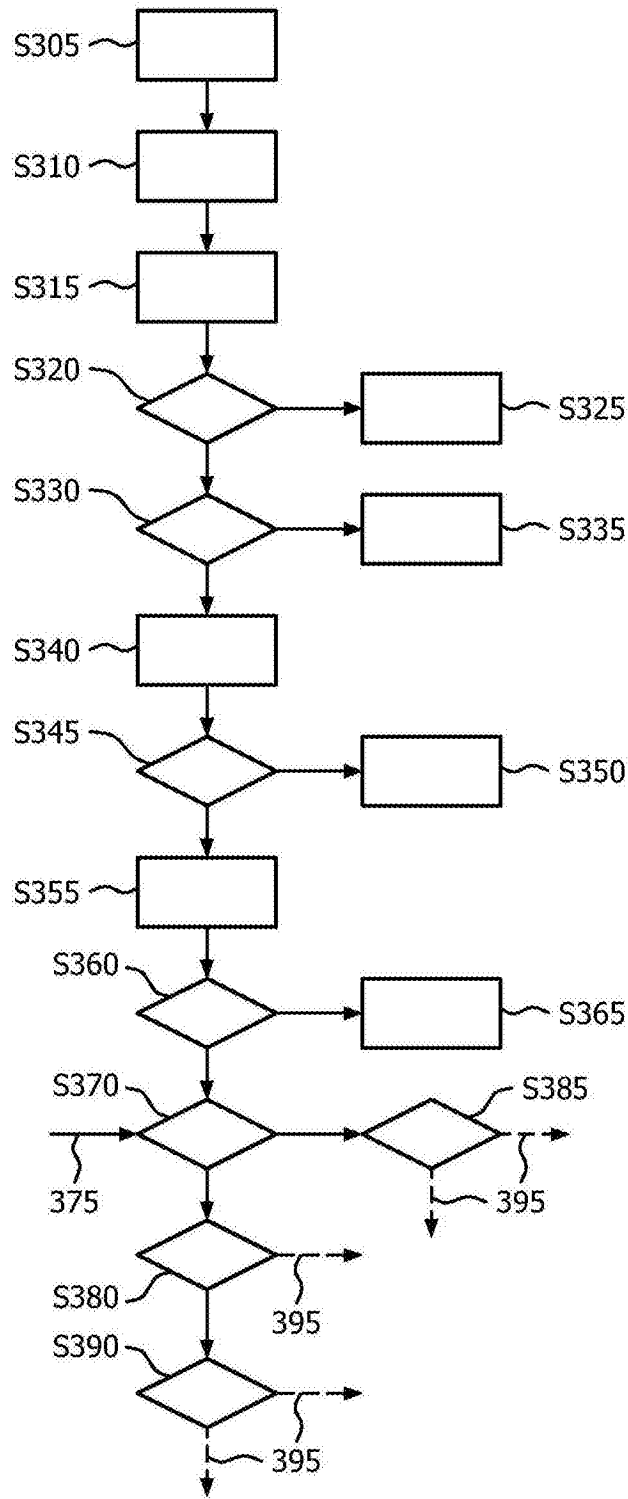


图3

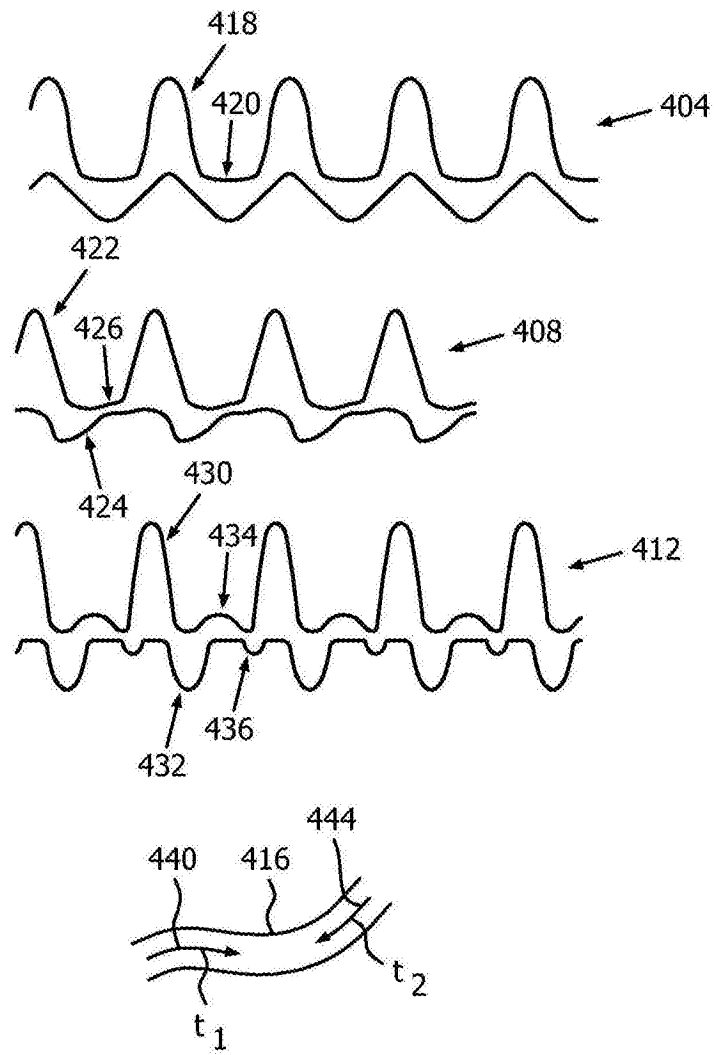


图4

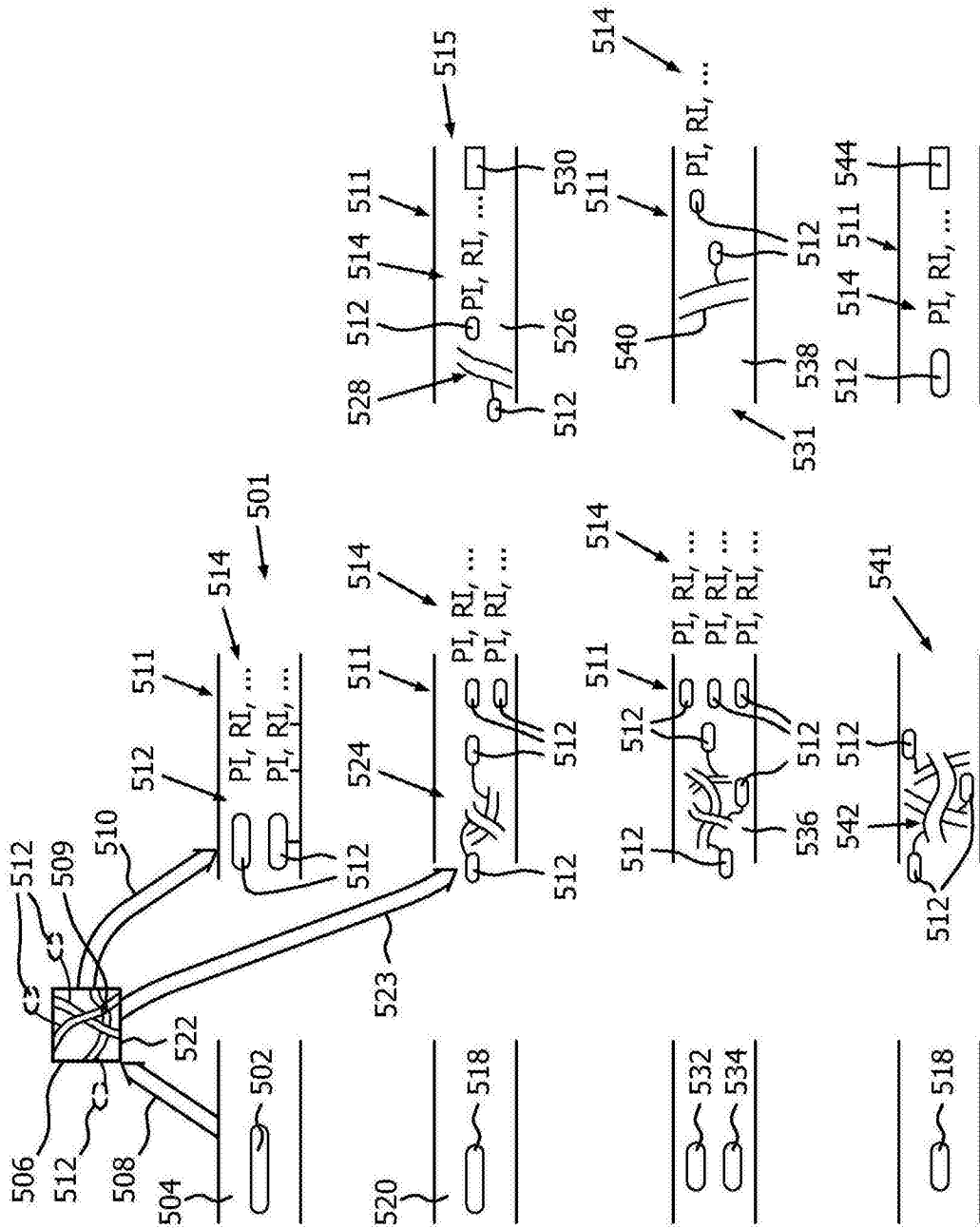


图5

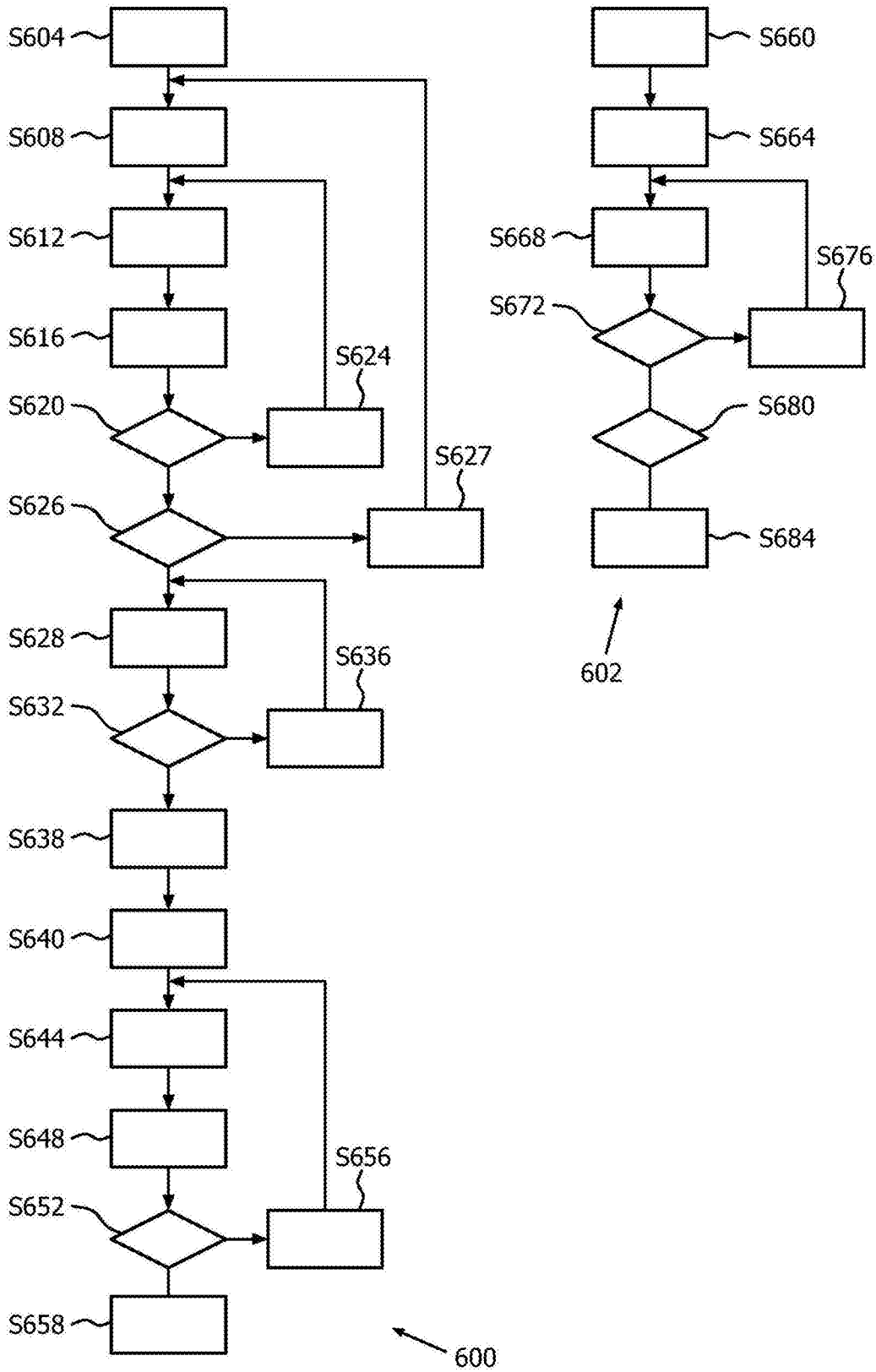


图6

专利名称(译)	通过名称的自动血管识别		
公开(公告)号	CN103997972B	公开(公告)日	2017-05-03
申请号	CN201280061675.6	申请日	2012-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	P瓦集内帕里 RS西索迪亚 L古普塔 G拉马钱德兰 C菲尔雄 J彼得鲁齐洛 A阿南德		
发明人	P·瓦集内帕里 R·S·西索迪亚 L·古普塔 G·拉马钱德兰 C·菲尔雄 J·彼得鲁齐洛 A·阿南德		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08 G06T7/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/0891 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/468 A61B8/488 A61B8/5223 F04C2270/041 G01S7/52073		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/576551 2011-12-16 US		
其他公开文献	CN103997972A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种设备，其被配置用于探测血管以导出流动特性(S628)，并且被配置用于响应于导出并基于导出的特性而在解剖学上识别血管。可以基于探测并且具体而言从探测中获得的数据所计算的多普勒功率来生成各血管的空间图。基于所述图以及对血管和/或血管类别的用户选择的集合，可能进行后续探测(S668)以导出临床多普勒指数。所述设备可以被设计为自动地设定用于后续探测的样本体积(509)并且自动操作从用户选择到对指数的显示。该显示还可以包括由通过它们单独的解剖学名称标注的集合所召集的血管的图像(524)以及任选地涉及血液流动的诊断。所显示图像可以被扩大以放大用户的屏幕上的选择。所述设备的特征可以是换能器元件的二维超声非相控阵列。

