



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103997972 A

(43) 申请公布日 2014. 08. 20

(21) 申请号 201280061675. 6

A · 阿南德

(22) 申请日 2012. 12. 07

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30) 优先权数据

72002

61/576, 551 2011. 12. 16 US

代理人 王英 刘炳胜

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

2014. 06. 13

A61B 8/00 (2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

A61B 8/06 (2006. 01)

PCT/IB2012/057057 2012. 12. 07

A61B 8/08 (2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

G06T 7/00 (2006. 01)

W02013/088320 EN 2013. 06. 20

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(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

C · 菲尔雄 J · 彼得鲁齐洛

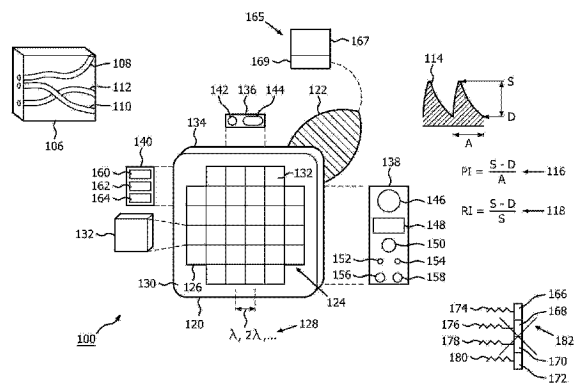
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(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), 其被配置用于探询 (S616) 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。

2. 根据权利要求 1 所述的设备, 其还被配置用于生成各血管 (108-112) 的空间图, 所述血管是所述各血管之中的。

3. 根据权利要求 2 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进行所述探询 (S668)。

4. 根据权利要求 2 所述的设备, 其还被配置用于在生成所述图中, 基于由所述设备的单个换能器元件 (126) 所探测的多普勒功率而选择性地评价体素。

5. 根据权利要求 1 所述的设备, 其还被配置用于探询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, 所述血管是对所述多个的所述探询中所探询的那些血管之中的。

6. 根据权利要求 5 所述的设备, 其还被配置用于基于所述探询的结果而生成来自所述多个血管中的血管的空间图 (S638)。

7. 根据权利要求 6 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)。

8. 根据权利要求 5 所述的设备, 所述探询是基于所述多个血管的图的并且是响应于所述图的生成的。

9. 根据权利要求 8 所述的设备, 基于所述图的所述探询被应用到所述图中的所有血管中 (S664, S668)。

10. 根据权利要求 5 所述的设备, 其包括用户接口 (167) 并且还配置用于响应于对所述血管的所述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, 所述概要包括所识别的血管的名称以及通过所述特性的导出所获得的信息。

11. 根据权利要求 5 所述的设备, 其包括用户接口 (165), 所述用户接口包括显示器, 来自在所述识别中所识别的那些血管中的血管被呈现用于经由所述接口的选择, 所述设备还被配置用于根据基于对血管的所述探询所生成的图而在所述显示器上显示所选择的血管的图像以及所述血管的解剖学名称。

12. 根据权利要求 5 所述的设备, 其包括用户接口, 所述用户接口包括显示器, 所述设备被配置用于响应于对所述血管的所述识别而生成用于在所述显示器上察看的从其执行所述识别的图, 并且还配置用于响应于经由所述接口的对所述图的一个或多个血管的用户选择而对屏幕 (526) 上的一个或多个所选择的血管进行放大。

13. 根据权利要求 5 所述的设备, 其包括用户接口, 通过所述用户接口能够针对对所述血管的所述识别而选择包括所识别的血管中的多个的集合 (518)。

14. 根据权利要求 13 所述的设备, 其还被配置用于基于所述选择而在解剖学上为用户同时识别所述多个血管 (520)。

15. 根据权利要求 13 所述的设备, 其还被配置用于基于来自所述多个血管当中的血管的图并且响应于所述选择而设定样本体积 (S664)。

16. 根据权利要求 1 所述的设备, 所述识别通过解剖学名称 (395) 而不是仅通过血管类别来单独地识别所述血管 (S355)。

17. 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。

18. 根据权利要求 1 所述的设备,其包括换能器元件并且被配置为既不共同地使用任何所述元件来对所述探测 (182) 中使用的波束聚焦也不对其进行引导。

19. 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) 两者之中是否存在周期性脉动运动 (418, 420),所述识别是基于所述确定的。

20. 根据权利要求 1 所述的设备,其还被配置用于基于到达峰值收缩期 (216) 的时间与从峰值收缩期到舒张末期 (220) 的时间之间的比率的所述识别。

21. 根据权利要求 1 所述的设备,所述特性中的多个用作多维特征空间 (375) 中的特征,所述识别是基于所述空间中的接近性的。

22. 根据权利要求 1 所述的设备,所述识别包括:

计算谱图 (114) 的时间跨度以及具有超过相同周期中的前一频率偏移至少 75Hz (230) 的频率偏移的所述谱图的最大频率包络中的峰值的数目,所述峰值是它们相应的脉冲周期的最大峰值;并且

将所述时间跨度对所述数目的比率与预定的脉动阈值相比较来确定所述血管是否为动脉。

23. 根据权利要求 1 所述的设备,所述识别命名所述血管是哪个动脉 (416) 或者静脉。

24. 一种用于在解剖学上识别血管的计算机可读介质,所述介质包括具有能够由用于执行多个动作的处理器运行的指令的计算机程序,所述多个包括以下动作:

探测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所述解剖识别 (S355-S390)。

## 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。

### 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,尝试自动化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对流程图。

#### 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,该专利申请的全部公开内容通过引用合并入本文。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  $2 \times 10^6$  个周期与每秒  $4 \times 10^6$  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,  $\lambda$ ) 等于速度除以频率。此处,这是  $1540\text{m/s}$  除以近似  $2 \times 10^6$  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  $0.2\text{mm}^2$ 。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  $12 \lambda$ 。

[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  $\lambda$ 、 $2 \lambda$  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( $\text{mm}^2$ ),并且可以是更多,例如图 1 中的  $10\text{mm}^2$ 、 $25\text{mm}^2$  或者  $100\text{mm}^2$ 。

[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(IC)的形式。该一个或多个 IC 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(PI)116 和抗性指数(RI)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 PI 和 RI 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 PI),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 PI 和 RI。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,该申请的全部公开内容通过引用合并入本文。

[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 108-122 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 125 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  $6 \times 6 \times 50$  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,  $32 \times 50 = 1600$  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 被探询(步骤 S668)。如果下一个体素 509 存在(步骤 S672),返则回到步骤 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 中的探询导出多普勒指数 514(步骤 S680)。显示指数 514(步骤 S684)。步骤 S668 中的探询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询时。

[0085] 一种设备被配置用于探询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。可以基于探询并且具体地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。后续探询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询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、外伤或者其他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。



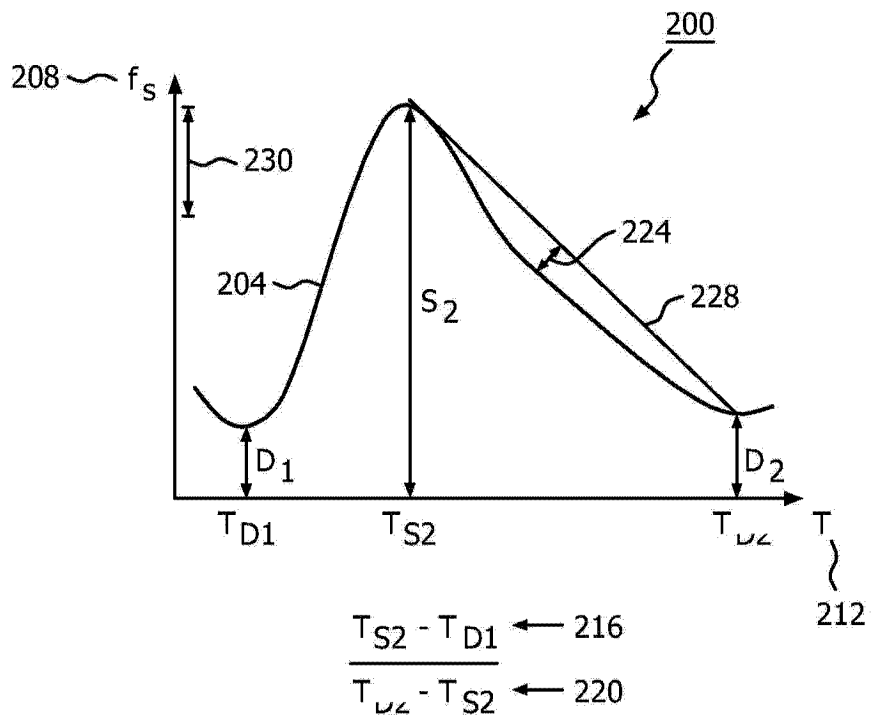


图 2

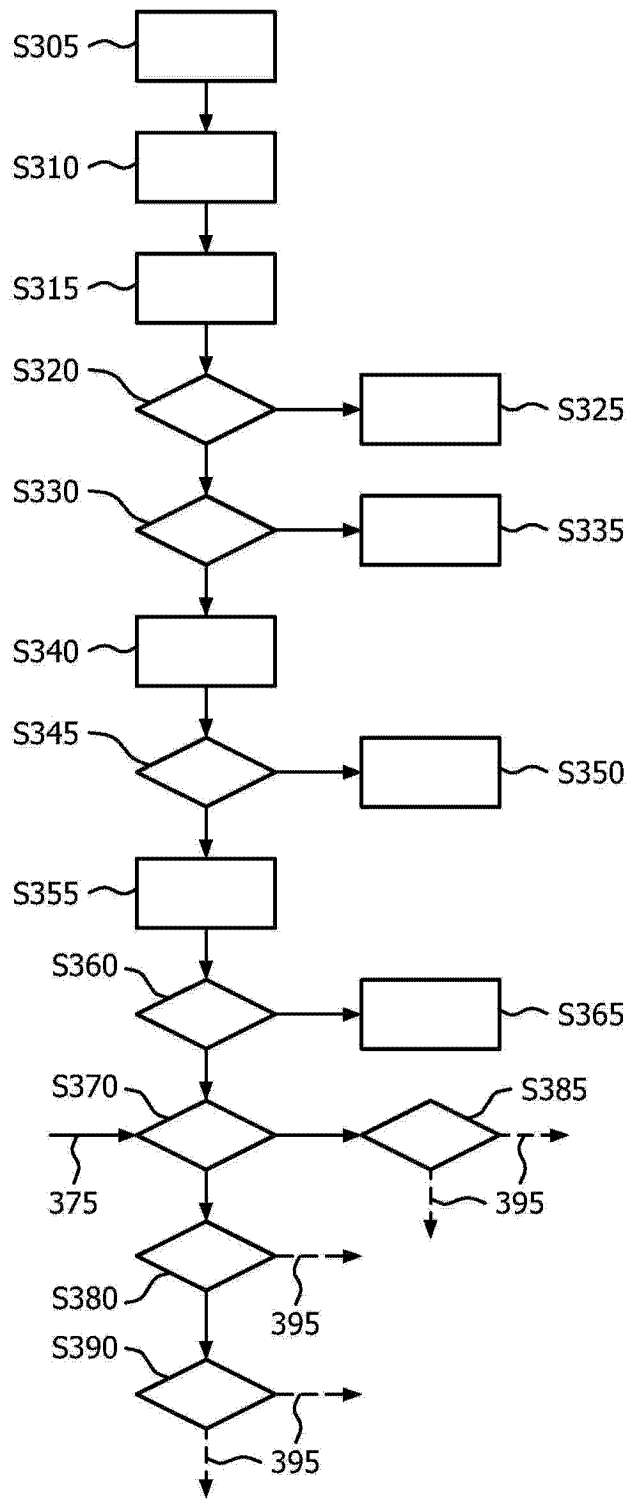


图 3

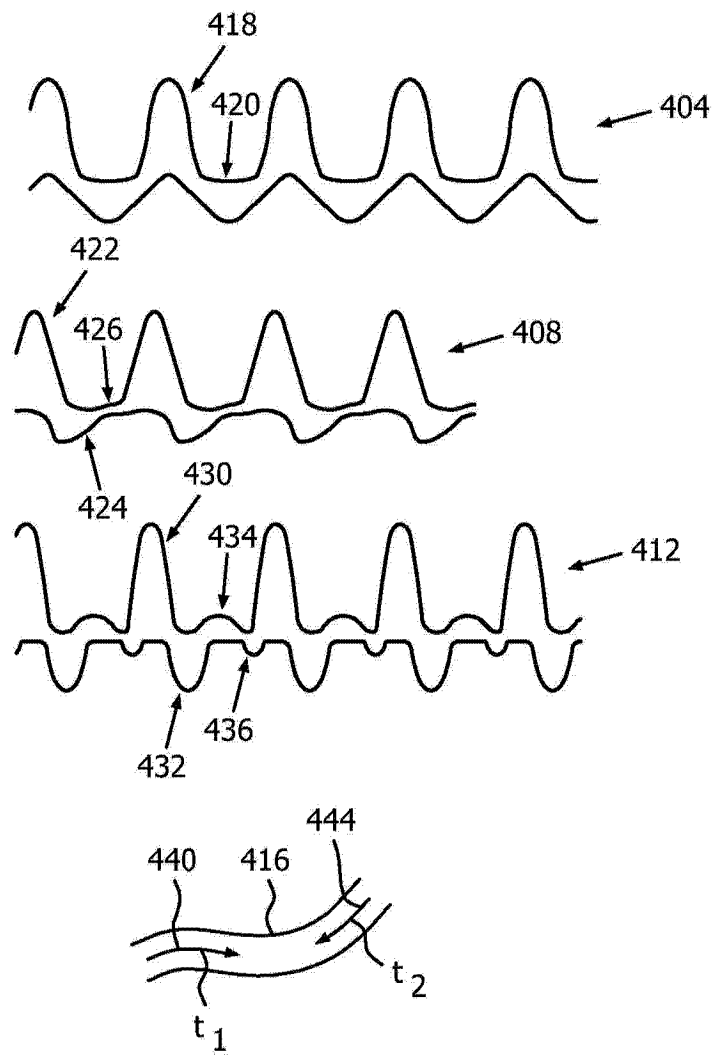


图 4

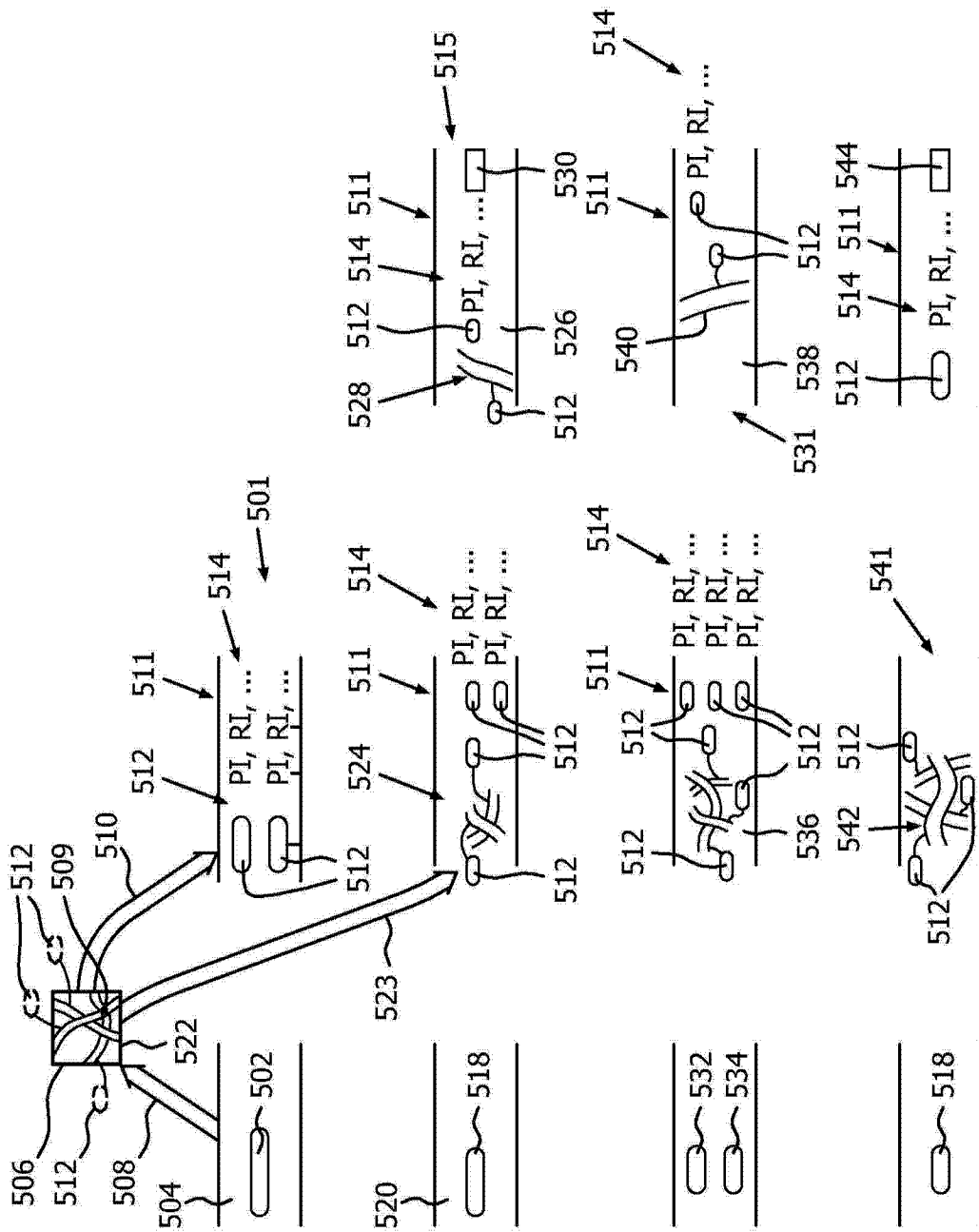


图 5

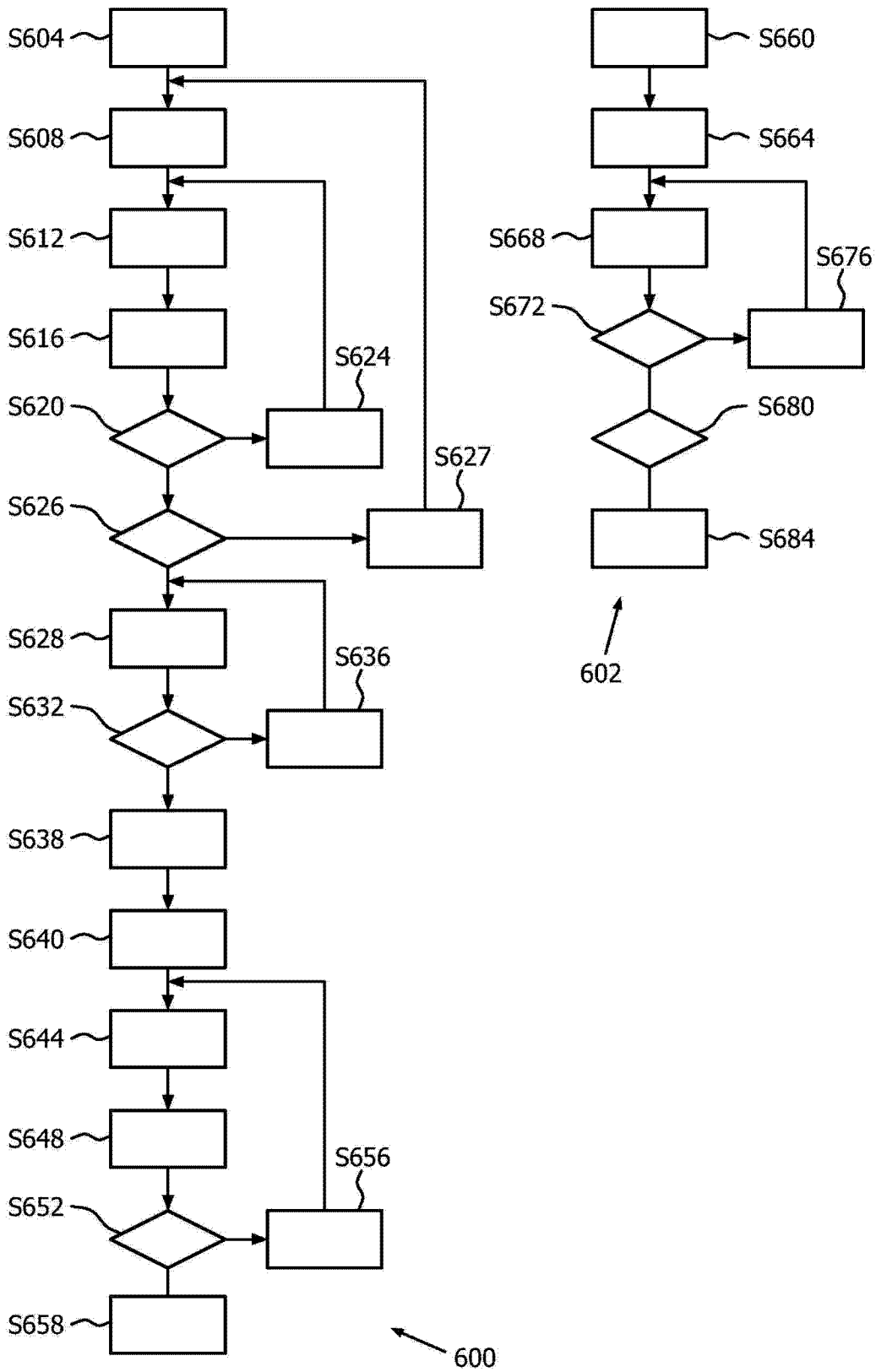


图 6

专利名称(译)	通过名称的自动血管识别		
公开(公告)号	<a href="#">CN103997972A</a>	公开(公告)日	2014-08-20
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	A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/06 A61B8/02 A61B8/465 G01S7/52073 A61B8/0891 A61B8/467 A61B8/0866 A61B8/466 A61B8/468 F04C2270/041 G16H50/30		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/576551 2011-12-16 US		
其他公开文献	CN103997972B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

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。

