



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103442649 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201180061908. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 12. 16

A61B 8/06(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/425, 866 2010. 12. 22 US

(56) 对比文件

CN 101208045 A, 2008. 06. 25,

CN 101790351 A, 2010. 07. 28,

US 5910119 A, 1999. 06. 08,

US 6245018 B1, 2001. 06. 12,

US 6322509 B1, 2001. 11. 27,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 06. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/055729 2011. 12. 16

审查员 卢晓萍

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/085788 EN 2012. 06. 28

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 A·阿南德 J·彼得鲁齐洛

R·S·西索迪亚 L·古普塔

P·瓦集内帕里 C·菲尔雄

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 张伟 王英

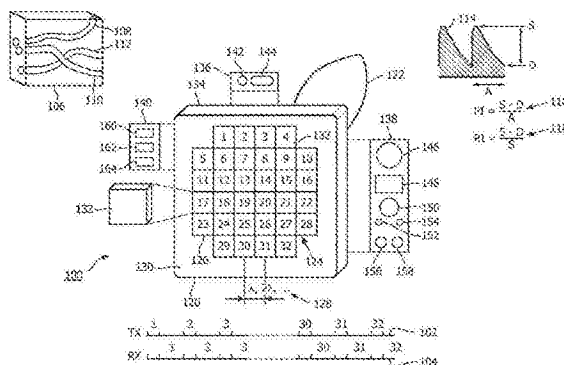
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

使用低成本换能器的自动多普勒速度测量法

(57) 摘要

一种自动、独立、手持式超声血管检查设备(100) 需要减小的数量的换能器元件(126), 且呈现简化的用户界面(136-140), 而不需要显示任何血管的图像。在一个实施例中, 探针全自动地且在不需要用户干预的情况下获取并检查所关注体积(106), 搜索目标血管, 针对血流的正常性来测试血管, 并报告诊断。在另一实施例中, 探针全自动地且在不需要用户干预的情况下找到体积中的身体血管(108-112), 并提取临床多普勒参数。



1. 一种超声设备 (100), 包括 :

由换能器元件 (126) 组成的二维换能器 (124), 其使用超声波来针对存在的身体血管来检查体积 ; 以及

控制电路, 其被配置成 :

a) 使用所述二维换能器来检查体积以找到在所述体积内存在的身体血管 ; 以及,

b) 如果在所述检查中在所述体积内找到一个或多个血管, 则 b1) 从在所述体积内找到的所述血管当中选择血管以用于流体流分析, b2) 产生所选择的血管所特有的信息以用于所述流体流分析, b3) 基于所产生的信息来确定所述所选择的血管是否匹配目标血管, 并且 b4) 如果所选择的血管匹配所述目标血管, 则 b4) (i) 基于所产生的信息来提供关于所选择的血管中的流体流的正常性的指示, 否则 b4) (ii) 以所找到的所述血管中的下一血管来重复所述选择、所述产生和所述确定, 直到不存在在所述体积内找到的所述血管的另外下一血管,

其中, 所述检查和所述选择 (i) 不依赖于超声扫描图像的显示, 并且 (ii) 被自动地和在不需要用户干预以解读超声扫描图像的情况下执行。

2. 如权利要求 1 所述的超声设备, 其中, 所产生的信息包括波形 (114) 的定量特征 (232), 其中, 所述波形表示在所述所选择的血管中的流体的速度随着时间的量值。

3. 如权利要求 1 所述的超声设备, 其中, 所述控制电路还被配置成 :

执行对所产生的信息的所述流体流分析, 以及, 服从于基于所述流体流分析 (248、252) 的结果、基于所述所产生的信息来提供关于在所述所选择的血管中的流体流的正常性的指示。

4. 如权利要求 3 所述的超声设备, 其中, 所述控制电路还被配置成 :

步骤 a) 和 b) ; 以及

c) 至少直到所述提供被执行为止, 以所述所选择的血管作为当前血管, 针对来自所找到的所述血管当中的每个下一血管来重复步骤 b)。

5. 如权利要求 3 所述的超声设备, 其中, 所述控制电路还被配置成 :

基于所述所产生的信息来对所述所选择的血管进行分类, 所述提供服从于所述分类的结果。

6. 如权利要求 1 所述的超声设备, 其中, 所述控制电路还被配置成 :

在所述检查之前指定在血管类别内的所述目标血管, 所述类别基于生理学。

7. 如权利要求 1 所述的超声设备, 其中, 所述检查还包括使用超声波 (216) 来获取将被检查的体积数据。

8. 如权利要求 1 所述的超声设备, 其中, 所述控制电路还被配置成 :

使用超声波来产生所选择的血管所特有的信息 ; 以及基于所产生的信息来提供关于在所述所选择的血管中的流体流的正常性的指示。

9. 如权利要求 1 所述的超声设备, 其中, 所述超声设备被实施为手持式 (122)、独立的设备。

10. 如权利要求 1 所述的超声设备, 其中, 所述控制电路包括一个或多个集成电路。

11. 一种超声身体流体流分析装置, 包括 :

用于使用超声身体流体流分析设备的超声探头来检查体积以找到在所述体积内存在

的身体血管的模块；

用于如果在所述检查中在所述体积内找到一个或多个血管，则从在所述体积内的找到所述血管当中选择血管来用于流体流分析的模块；

用于产生所选择的血管所特有的信息以用于所述流体流分析的模块；

用于基于所产生的信息来确定所述所选择的血管是否匹配目标血管的模块；以及

用于如果所选择的血管匹配所述目标血管，则 (i) 基于所产生的信息来提供关于所选择的血管中的流体流的正常性的指示，否则 (ii) 以所找到的所述血管中的下一血管来重复所述选择、所述产生和所述确定，直到不存在在所述体积内找到的所述血管的另外下一血管的模块，

其中，用于检查和选择的所述模块 (i) 不依赖于超声扫描图像的显示，并且 (ii) 被自动地和在不需要用户干预以解读超声扫描图像的情况下执行。

12. 一种用于超声身体流体流分析的方法，所述方法包括：

将超声设备配置为自动地和在不需要用户干预以解读超声扫描图像的情况下执行一系列行动，所述系列行动包括：

a) 使用所述超声设备的超声探头来检查 (S336) 体积以找到在所述体积内存在的身体血管；以及，

b) 如果在所述检查中在所述体积内找到一个或多个血管，则 b1) 从在所述体积内找到的所述血管当中选择血管来用于流体流分析，b2) 产生所选择的血管所特有的信息以用于所述流体流分析，b3) 基于所产生的信息来确定所述所选择的血管是否匹配目标血管，并且 b4) 如果所选择的血管匹配所述目标血管，则 b4) (i) 基于所产生的信息来提供关于所选择的血管中的流体流的正常性的指示，否则 b4) (ii) 以所找到的所述血管中的下一血管来重复所述选择、所述产生和所述确定，直到不存在在所述体积内找到的所述血管的另外下一血管，

其中，所述检查和所述选择的行动不依赖于超声扫描图像的显示。

使用低成本换能器的自动多普勒速度测量法

技术领域

[0001] 本发明涉及检查身体血管的所关注体积,且更具体地涉及针对该检查使用超声波。

背景技术

[0002] 评估胎儿的健康状况在怀孕护理中是非常重要的临床实践。目前,医生评估胎儿健康状况的最普遍的方法是使用心脏-分娩力描记器(CTG)来分析胎儿心率和使用超声多普勒来评估母亲和胎儿的血管。胎儿和母亲的特定血流的超声多普勒波形分析是所建立的医学实践的部分和在用于高风险怀孕(母亲体内的 2 型糖尿病、高血压或先兆子痫以及 IUGR——胎儿宫内生长迟缓)的诊断和评估的各种临床准则中的标准建议。例行的产前护理的主要目的之一是识别“处于危险中的”胎儿,以便在临床上干预,从而减小围产期发病和死亡的发生率。在胎儿健康状况的评估中的一些血管是: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] 超声波扫描器在全世界的怀孕监控中变得必不可少。它们目前用于提供监控胎儿的生长和发育的最佳选择。双重超声扫描器除了常规扫描以外还提供超声脉冲波多普勒。彩色和功率多普勒是对提供血管成像的扫描器的范围的较新添加。特别是,彩色多普勒通常被提供,得到了常常被称为“三重”扫描器的仪器。

[0004] 多普勒检查一般需要高水平的技巧来得到临床上有用的测量结果。例如,探针相对于血管的正确取向对确保波束流角小于 60 度是必要的。当在速度的确定中使用大于 60 度的角时,在测量中的误差被放大。在临床超声扫描器上的标准工作流程允许声谱仪使用标准 B 模式和彩色流显示来确定探针相对于血管的取向。然后得到频谱多普勒测量结果,因此确保所测量的速度是正确的。

[0005] 在血管应用中使用超声波以执行多普勒速度测量法需要熟练人员的可利用性。

发明内容

[0006] 在诸如印度之类的新兴市场国家中,专家的缺乏限制了对超声波的可利用性和享有权。因此,获取和评估多普勒信号用于临床诊断(而不需要用户解释超声扫描图像)的自动方法对于非放射科医师(例如作为主要的治疗提供者的 OB/GYN 或心脏病科医师)将是有用的。

[0007] 此外,低成本系统对提供在新兴市场环境中的有吸引力的解决方案是必要的。目前在产前检查和分娩的市场中可用的设备是超声机器和 CTG 机器。然而,这两种设备都相对昂贵。

[0008] 存在对提供多普勒速度测量法以筛查(screen)和监控高风险怀孕的低成本、容易使用的解决方案的需要。

[0009] 本发明目的在于处理上面讨论问题中的一个或多个。

[0010] 根据本发明,一种超声设备被设计成自动地和在不需要用户干预的情况下执行一

系列步骤。这些步骤包括使用超声波针对所存在的身体血管来检查体积；以及如果在检查中找到一个或多个血管，则从一个或多个血管当中选择血管来用于流体流分析。如下面在本文中进一步详细描述，该设备可被建造成低成本的。

[0011] 在本发明的一个方面中，该步骤还包括产生所选择的血管所特有的信息来用于分析。

[0012] 在另一方面中，所产生的信息包括波形的定量特征。该波形表示在所选择的血管中的流体的速度随着时间的量值。

[0013] 在另外的方面中，该步骤包括所述检查、选择和产生并且还包括执行对所产生的信息的分析。还包括的步骤是：服从于基于分析的结果，基于所产生的信息来提供关于在所选择的血管中的流体流的正常性(normality)的指示。

[0014] 在又一方面中，步骤包括所述检查和选择，并且还包括至少直到所述提供被执行为止，将所选择的血管作为当前血管，针对来自所找到的血管当中的每个下一血管来重复一序列步骤。该序列步骤是：所述选择、所述产生、执行所述分析以及所述提供。

[0015] 在又一方面中，该步骤包括基于所产生的信息来对所选择的血管进行分类，而使所述提供服从于所述分类的结果。

[0016] 在补充的方面中，在所述检查之前，指定在血管类别内的目标血管，该类别是基于生理学。基于所产生的信息，确定所选择的血管是否匹配目标血管。

[0017] 在相关的方面中，紧跟所述检查和选择的是使用超声波来产生所选择的血管所特有的信息，并基于所产生的信息来提供关于在所选择的血管中的流体流的正常性的指示。

[0018] 在不同的方面中，该设备被实施为手持式独立的设备。

[0019] 在又一不同的方面中，该设备被实施为一个或多个集成电路。

[0020] 从可选的方面中，设备包括二维换能器，其包括用于使用超声波来针对所存在的身体血管来检查体积的元件。以在该检查中从该元件发射的超声波的至少一个波长的间隔来布置该元件。

[0021] 在相关联的方面中，该设备被配置成基于该检查的结果来自动得出结论。

[0022] 在子方面中，该得出结论包括基于该检查来判定在检查中找到的血管中的流体流的正常性。

[0023] 在另一子方面中，该设备被配置成从在该检查中找到的一个或多个血管当中进行选择来用于流体流分析，得出结论是基于该分析的结果。

[0024] 在又一个子方面中，该设备被配置成选择动脉和选择静脉。

[0025] 在又一个方面中，该设备被配置为不具有超声波的电子聚焦且不需要血管中的任一个的图像的显示。

[0026] 在不同的可替代的方面中，该元件具有相应的超声波接收面，每个超声波接收面具有至少 10 平方毫米的表面积。

[0027] 在额外的方面中，每个面具有至少 25 平方毫米的表面积。

[0028] 在另一额外的方面，该间隔是超声波的至少两个波长的间隔。

[0029] 在另一可替代的方面中，一种超声设备被配置成执行一系列行动，该系列包括：检查体积以找到身体血管；以及，从在该检查中找到的身体血管中提取临床多普勒参数，该系列被自动地和在不需要用户干预的情况下被执行。

[0030] 借助于下面的附图在下文进一步阐述超声检查设备的细节。

附图说明

[0031] 图 1 是作为示例示出根据本发明的超声探针、发射 / 接收时序图、包含血管的所关注体积和血流波形及相应的临床多普勒指数的示意图。

[0032] 图 2 是根据本发明的示例性信号处理的概念流程图 ; 以及

[0033] 图 3A 和图 3B 是展示根据本发明的探针操作的示例的流程图。

具体实施方式

[0034] 图 1 通过说明性和非限制性的示例描绘超声探针 100、发射 / 接收时序图 102、104 和包含血管 108、110、112 的体积或“所关注体积”106。还描绘的是血流或“频谱多普勒超声”波形 114 及相应的临床多普勒指数 116、118。

[0035] 探针 100 可实施为自动的手持式的独立的、自给的超声检查设备。它具有换能器壳体 120 和手柄 122。

[0036] 在换能器壳体 120 内,非相控(non-phased)二维换能器 124 由换能器元件 126 组成,该元件的数量由扫描体积和解剖结构确定。

[0037] 如在图 1 中作为示例看到的,元件 126 的数量是 32。因此,在 10mm 的元件尺寸的情况下,大约 6cm x6cm 的体积被覆盖。与壳体 120 的前表面 130 齐平的是换能器元件 126 的超声接收面 132,这些面还发射,即发出超声波。

[0038] 总共仅仅 32 个元件 126 与在常规医学成像中覆盖相同的 6cm x6cm 体积所需的大得多的数量的元件形成鲜明对比。

[0039] 在这方面,如同相控阵换能器一样,用于医学成像的电子聚焦需要 $1/2$ 波长,即, $1/2 \lambda$ 或更小的元件间间隔。用于成像的多普勒超声波范围可一般在每秒 2×10^6 个周期和 4×10^6 个周期(2 到 4MHz)之间。超声波以大约 1540 米 / 秒的速度穿过软身体组织传播。波长,即 λ ,等于速度除以频率。在这里,这是 1540m/s 除以大约 2×10^6 周期 /s=0.8 毫米。用于显示的医学超声成像将因此需要小于 0.4mm 的元件间间隔以及小于 $(0.4\text{mm})^2$ (其小于 0.2mm^2) 的元件表面积。因此,在大约 $1/2 \lambda$ 的小元件尺寸的情况下,将需要数千个元件 126 来构建 2D 阵列,该阵列像在图 1 中看到的 2D 阵列一样,覆盖 6cm 乘 6cm 的体积。

[0040] 图 1 中的元件的间隔(尺寸)是 10mm,其如上所述通常大于在针对所存在的血管 108、110、112 检查所关注体积 106 时使用的超声波的 12λ 。

[0041] 更通常地,根据本文所提出的内容,元件 126 间隔开大于 $1/2 \lambda$,虽然元件间间隔 128 可以是 λ 、 2λ 或更大,如在上文中讨论的那样。面 132 的面积相应地为至少 0.6 平方毫米(mm^2),且可以更大,例如 10mm^2 、 25mm^2 或 100mm^2 ,如在图 1 中的。

[0042] 有利地,自动超声设备 100 不依赖于医学图像的显示来实现诊断;而相反以由较少的换能器元件和因此较少的通道组成的阵列为特征。因此,生产的成本低,而凭借自动操作,可靠性被维持。可靠性甚至可被提高,如当医学检查必须以更快的节奏被执行时。自动操作也趋于减少检查时间,从而减轻工作量,并使检查变得更方便。

[0043] 在多普勒数据获取期间,元件 126 被顺序地激励(如时序图 102、104 所示那样),或被成组地激励(注意来自一个元件的声信号不影响被同时激发的其它信号)。如在图 1 中看

到的,对于由从 1 到 32 的数字表示的给定元件,接收周期逐个元件地落后于发射周期。多普勒接收门被相应地定位于接收周期中,以便使能来自在所关注体积 106 内的相应深度的采样。

[0044] 在壳体 120 的后表面 134 上,是包括顶面板 136、左面板 138 和右面板 140 的若干用户界面输入-输出面板,以便面向用户。接通-断开开关 142 和音频扬声器面 144 布置在顶面板 136 中。左面板 138 构造了功能导航/致动按钮 146、显示器 148、多普勒功率检测指示器 150、胎儿心跳获取指示器 152、母亲心跳获取指示器 154、正常血流指示器 156 和异常血流指示器 158。右面板 140 包括三个初始化参数输入反馈窗口 160、162、164。

[0045] 临床多普勒指数(例如搏动指数(PI) 116 和阻力指数(RI) 118)是血液搏动的与多普勒角无关的度量。符号 S、D 和 A 分别代表峰值收缩频移、舒张末期频移和一个心动周期。这从血流波形 114 看到,血流波形 114 是多普勒频率的曲线,且因此是血流速度相对于时间的曲线。

[0046] 探针 100 在识别血管时和在评估血流的正常性时可利用指数 PI 和 RI。在探针 100 内,用作权利要求 1 或 24 的设备的控制电路(未示出)可采取一个或多个集成电路(IC)的形式。根据权利要求 1 或 24 的一个或多个 IC 可以替代地配置成安装在诸如超声双重扫描器之类的现有装置中。

[0047] 在图 2 中作为示例示出了在对所关注体积 106 中由探针 100 找到的血管 108-112 进行分类时涉及的信号处理。

[0048] 血管分类器 200 可被实施为 k 最近邻(K-NN)分类器,例如 K=3。

[0049] 该分类器首先用于预测血管 108-112 是静脉还是动脉。分类器 200 的各种特征输入(例如 PI)被使用,M 种输入中的每个对应于在 M 维特征空间中的一维。分类器的另一类型的输入是训练示例。每个训练示例对应于实际临床案例,并包括针对该案例的 M 个特征输入,将示例定义为 M 维空间中的特定点,即,“示例点”。每个示例点与“静脉”或“动脉”的相应结果相关联,取决于训练示例实际上是属于静脉还是动脉。利用训练示例来初始化分类器 200,使用针对当前正被分类的血管 108-112 得到的特征输入来形成在 M 维空间中的点。对于 K=3,识别出 3 个最近邻居(示例)点。每个邻居将具有值“动脉”或“静脉”作为其结果。占多数的得票获胜。从来没有任何平局,因为 3 是奇数。

[0050] 如果血管被分类为动脉,则分类器 200 接着通过同一最近邻算法来确定它是母亲还是胎儿。如果血管是母亲动脉,则做出关于它是否是子宫动脉的确定。如果另一方面,血管是胎儿动脉,则做出关于它是否是脐动脉的确定。后面两个确定使用同一最近邻算法。

[0051] 最近邻分类器享有简单性的益处,虽然可替代地使用其它可选的方法,例如神经网络或支持向量机(SVM)。

[0052] 来自用户的分类器输入包括胎龄 204 和在母亲腹部上的探针的粗略的大致位置 208。还提供了以用于分类器 200 的训练示例的形式的血管模型 212。

[0053] 其它输入直接或间接地来自所接收的超声波 216 的脉冲-回波信息。

[0054] 直接从超声波 216,针对探针 100 周围的组织做出平均反射指数估计 218。将该指数与预先定义的反射指数列表比较以确定在母亲身体上的探针 100 的位置。

[0055] 为了形成间接输入,所接收的超声波在解调器 220 中被解调以从载波频率提取超声多普勒信号 224。在该多普勒信号 224 上执行快速傅立叶变换(FFT)228 以产生频谱图或

“基于 FFT 的超声波扫描图” 230。从频谱图 230 中,提取一个或多个相关的频谱轮廓 232。术语“频谱轮廓”表示与穿过动脉或静脉的血流对应的超声波扫描图 230 的部分。频谱轮廓 232 可被近似为在于最大和最小频谱速度(或频谱频率)对应的曲线之间的区域。所提取的频谱轮廓 232 的频谱幅度 236 被估计和提供到分类器 200。从频谱轮廓 232 中,提取对应于峰值(或可选地,平均)频谱速度的曲线 240。还从频谱轮廓 232 提取特定的时间特征 248。这些特征包括例如紧在子宫动脉的血流波形 114 中的脉搏之前的陷波(notch)的存在。将受到分类 252 的血管的 PI 和 RI 也被提取。在对当前的所关注体积 106 的检查之前的初始化过程中,基于接着被提取的频谱轮廓 232 来执行脉搏周期时间估计 256。

[0056] 在操作中且如图 3A 和图 3B 所示,作为初始化过程的部分,可能是临床医生、助产士、全科医师、产科医师 / 妇科医师或胎儿放射科医师的用户输入用于检查的目标血管,例如是左子宫动脉(落在“子宫动脉”血管生理学类别内);胎龄;和一旦初始化结束且检查开始时探针将有的位置的粗略描述。具体地,在致动接通 / 断开开关 142 之后,用户快速连续地按下功能导航 / 致动按钮 146 两次。作为响应,第一血管选择出现在显示器 148 中。如果出现该选择不是用于检查的目标血管,则按钮 146 被按下一次以在显示器 148 中提出新的选择。按钮 148 接着被按住,且在初始化参数输入反馈窗口 160 中提供对该选择的视觉反馈。出现在显示器 148 中的是对以月或星期为单位的胎龄的选择。以类似的方式,用户操纵到正确的年龄,并按住按钮 146,以将该选择的视觉反馈提供到窗口 162。为了完成初始化参数输入,针对探针位置执行相同的过程,所选择的位置在窗口 164 中示出(步骤 S304)。

[0057] 用户现在通过将探针放置在母亲腹部上用于脉搏周期时间估计 256 来继续初始化。用户按下功能导航 / 致动按钮 146 以发起超声多普勒操作。换能器将在每个元件位置处扫描深度以检测血流运动,即,多普勒功率。如果多普勒功率检测指示器 150 点亮,则表示血流的在 300-1000Hz 的频带中的多普勒功率被检测到,该多普勒功率具有足够的幅值来推断胎儿或母亲心跳可从动脉血流测量出的结论。母亲的心跳率通常低于胎儿心跳率。除了指示器 150 以外,短哔声可从音频扬声器 144 发出,以使用户警觉检测到多普勒功率的开始。可替代地或此外,多普勒信号的音频反馈可发生于音频扬声器 144。探针 100 被保持在恰当的位置几秒钟;如果不,则多普勒功率下降,且点亮的指示器灯 150 必须再次被实现。如果在几秒时段结束时胎儿和母亲心跳都未被检测到,则用户可将探针移动到母亲腹部上的另一位置,并可重复地完成此,直到检测到为止。如果胎儿或母亲心跳被检测到,即,身体血管且特别是动脉被信号处理途径 220-232、240、256 找到,则相应的胎儿心跳获取指示器 152 或母亲心跳获取指示器 154 被点亮(步骤 S308)。用户重复地将探针 100 移动到母亲腹部上的下一位置,直到指示器 152、154 都被点亮(步骤 312),指示针对母亲和胎儿两者,已获取和提取到脉搏周期时间(临床多普勒参数)。

[0058] 用户现在放置探针以检查作为目标血管的相应母亲或胎儿血管中的血流的正常性 / 异常性(步骤 S316)。如果多普勒功率检测指示器 150 不点亮(步骤 S320),则未检测到表示血流的在 300-1000Hz 的频带中的多普勒功率或该多普勒功率不具有足够的幅值以找到一个或多个血管。在那种情况下,用户移动或倾斜探针 100(步骤 S324),直到指示器 150 被点亮。

[0059] 一旦指示器被点亮,探针 100 就保持在恰当的位置几秒钟以处理所关注体积 106(步骤 S328)。

[0060] 有利地,这个处理自动地且在不需要用户干预的情况下出现。因为血管的图像的显示是不需要的,超声波的电子聚焦是不需要的。设备从而是简化和有成本效益的。

[0061] 处理的结果可以是正常血流指示器 156 的绿灯、异常血流指示器 158 的红灯或如果当前正被检查的血管不匹配目标血管则没有任何灯。如果指示器 156、168 都未被点亮(步骤 S332),则处理返回到步骤 S324。

[0062] 在图 3B 中提供了在步骤 S328 中的处理的示例。每当探针 100 被移动或倾斜时将改变的但当用户保持探针稳定时是固定的所关注体积 106 将受到针对所存在的血管的检查。特别是,计算为 300-1000Hz 的频带的多普勒功率。这产生在扫描体积中的血管 108-112 的 3 维(3D)表示。使用连续性标准来识别在扫描体积中的血管的总数。例如,对于 8 个紧邻的像素,即,4 个侧像素和 4 个对角像素,假设血流被检测到所对应的相邻像素表示相同的血管。然而,可在 3D 中对血管进行绘图,因为可针对不同的深度来设置换能器接收门。在 3D 中,使用基于最小二乘的线拟合算法来找到将使用连续性标准识别出的点连接起来的直线。接着计算直线与换能器元件 126 的超声接收面 132 的角。这得到了 3D 图,各个血管及其各个取向可从该 3D 图识别。使用识别出的取向,可从该图确定空间特征。例如,在子宫动脉扫描中,多普勒样本体积一般被放置在子宫和髂动脉的伪交叉点处。该交叉点被确定为血管上的像素之间的平方距离的最小和的位置(步骤 S336)。

[0063] 如果血管图不包含血管 108-112(步骤 S340),则完成对当前的所关注体积 106 的处理,没有诊断被提出,且控制继续进行到步骤 S332。

[0064] 否则,如果血管 108-112 被检测到,则来自在所关注体积 106 中找到的那些血管当中的血管被选择,以用于流体流分析并作为用于匹配目标血管的候选者(步骤 S344)。任何标准可用于该选择,因为候选者的选择不结束,直到目标血管被找到或所关注体积 106 中的所有血管 108-112 都被处理。

[0065] 产生所选择的血管所特有的信息,如在图 2 中看到的那样(步骤 S348)。该信息包括例如频谱多普勒波形特征(平均频率估计、周期时间 - 在 2 个连续峰之间的时间间隔、频谱宽度 - 在峰和谷处的最大和最小频率包络之间的宽度)、到达峰值的时间、保持物的缺陷和临床多普勒指数(例如, S/D、PI 和 RI)。

[0066] 基于所产生的信息及其的分析,血管分类器 200 对所选择的血管进行分类(步骤 S352)。

[0067] 如果分类不匹配目标血管(步骤 S356)且来自在所关注体积 106 中找到的那些血管当中的下一血管不再存在(步骤 S360),则控制继续进行到步骤 S332。

[0068] 否则,如果分类不匹配目标血管,但下一血管存在,则控制分支回到步骤 S344,该下一血管用作所选择的血管(步骤 S364)。

[0069] 在另一方面,如果分类匹配目标血管,则探针 100 得出关于目标血管,即,所选择血管中的血流的正常性的结论。特别是,且作为示例,将多普勒参数与列线图(即,表示根据胎龄的预期多普勒指数的表)进行比较,以确定流轮廓是正常的还是异常的(步骤 S368)。

[0070] 基于该结论,关于所选择的血管中的血流的正常性的指示由正常血流指示器 156 的绿灯或异常血流指示器 158 的红灯提供(步骤 S372)。

[0071] 虽然可有利地在提供对人或动物受验者的医学诊断时应用本发明的方法,但本发明的范围并不如此有限。更概括地,本发明的技术目的在于体内、体外和半体内地找到身体

组织中的血管并使其受到液体流分析。

[0072] 本文提出的内容涉及用于基于分析频谱多普勒波形的特征的结果来提供临床诊断的自动多普勒设备。应用包括颈动脉和肾动脉筛查、用于检测动脉末梢疾病(PAD)的ABI测量、在除了胎儿健康状况评估以外的外伤或其它出血中的经颅、出血检测。

[0073] 一种自动、独立、手持式超声血管检查设备需要减小的数量的换能器元件,且呈现简化的用户界面,而不需要显示任何血管的图像。在一个实施例中,探针全自动地且在不需要用户干预的情况下获取并检查所关注体积,搜索目标血管,针对血流的正常性来测试血管,并报告诊断。在另一实施例中,探针全自动地且在不需要用户干预的情况下找到体积中的身体血管,并提取临床多普勒参数。

[0074] 虽然在附图和前述描述中详细示出和描述了本发明,但这样的说明和描述应被考虑为说明性的或示例性的而不是限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0075] 例如,在初始化期间可指定多于一个的目标血管。这些血管可以按它们被找到的顺序来被处理,或可在初始化期间规定特定的顺序。

[0076] 根据对附图、本公开和所附权利要求的研究,本领域中的技术人员在实践所要求保护的发明时可理解并做出对所公开的实施例的其它变型。在权利要求中,词“包括”并不排除其它元件或步骤,且不定冠词“一个”或“一种”并不排除复数。在权利要求中的任何附图标记不应被解释为限制其范围。

[0077] 计算机程序可随时地、暂时地或持续较长的时间段存储在适当的计算机可读介质(例如光存储介质或固态介质)中。这样的介质只是在非暂时的传播信号的意义上是非暂时的,且因此可被实现为例如寄存器存储器、处理器高速缓存器或RAM。

[0078] 单个处理器或其它单元可实现在权利要求中列举的几个项的功能。在相互不同的从属权利要求中列举某些措施的事实并不表示这些措施的组合不能被使用以获利。

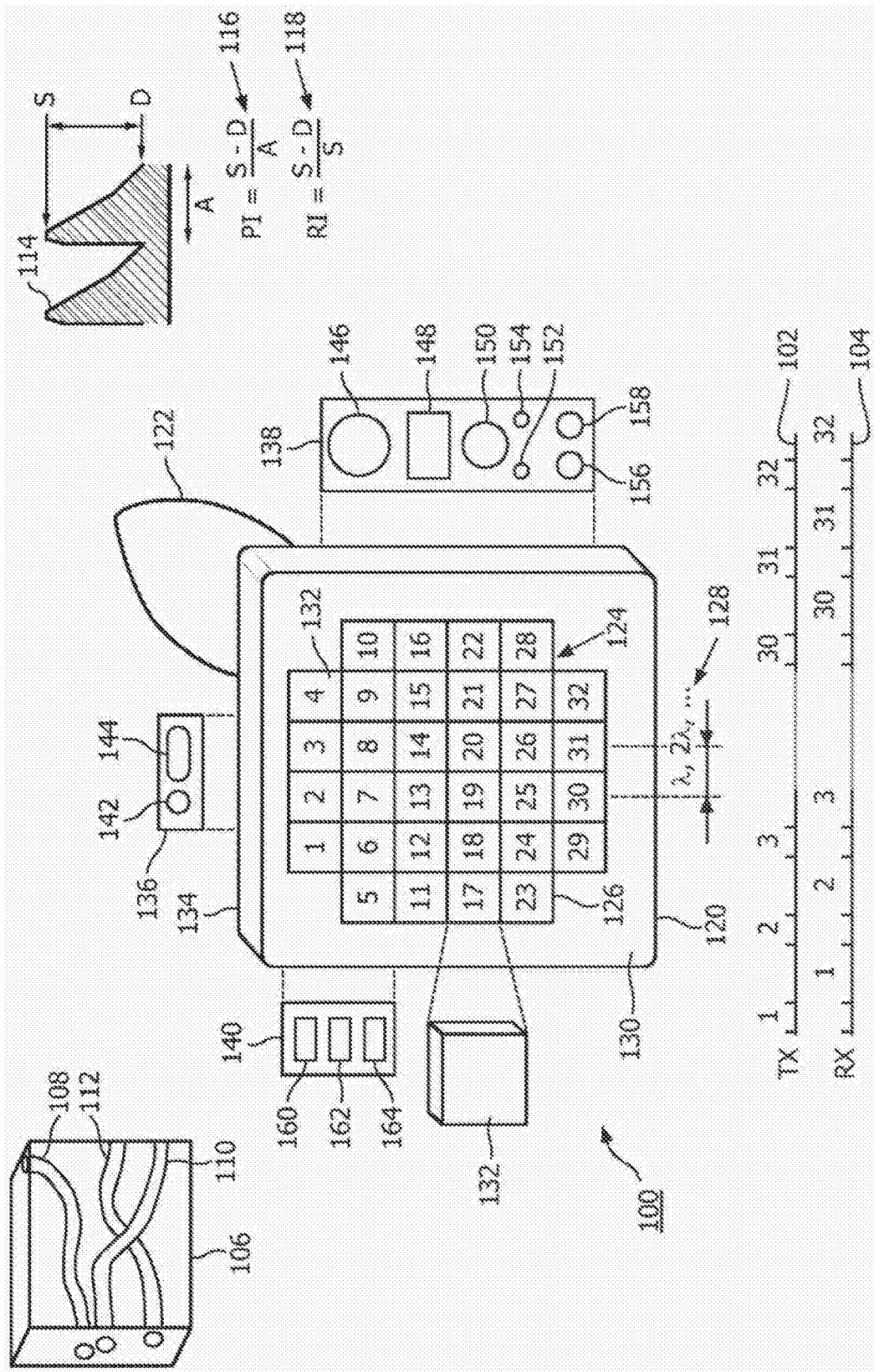


图 1

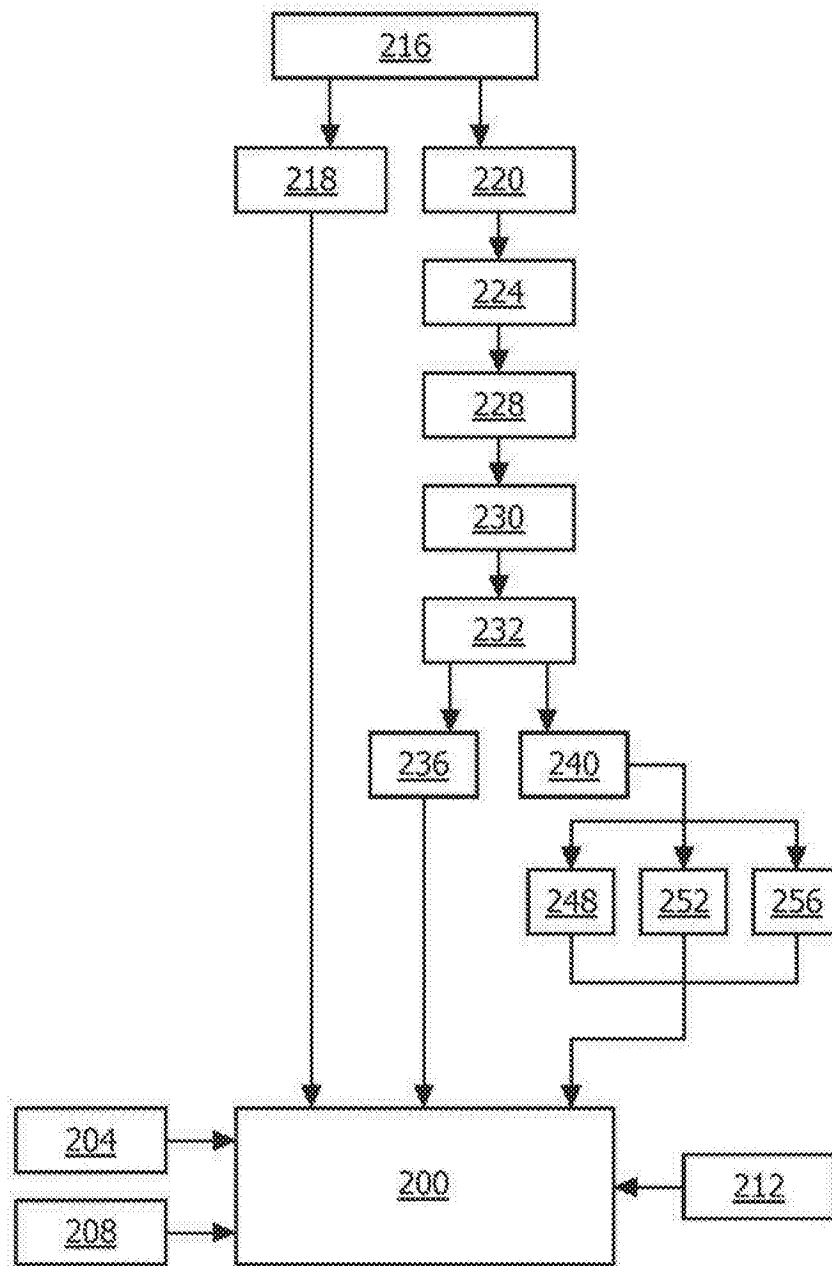


图 2

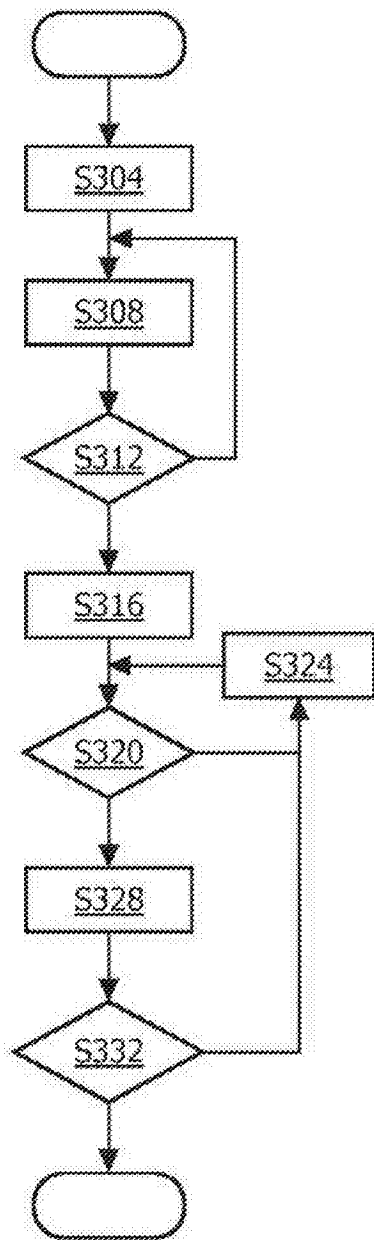


图 3A

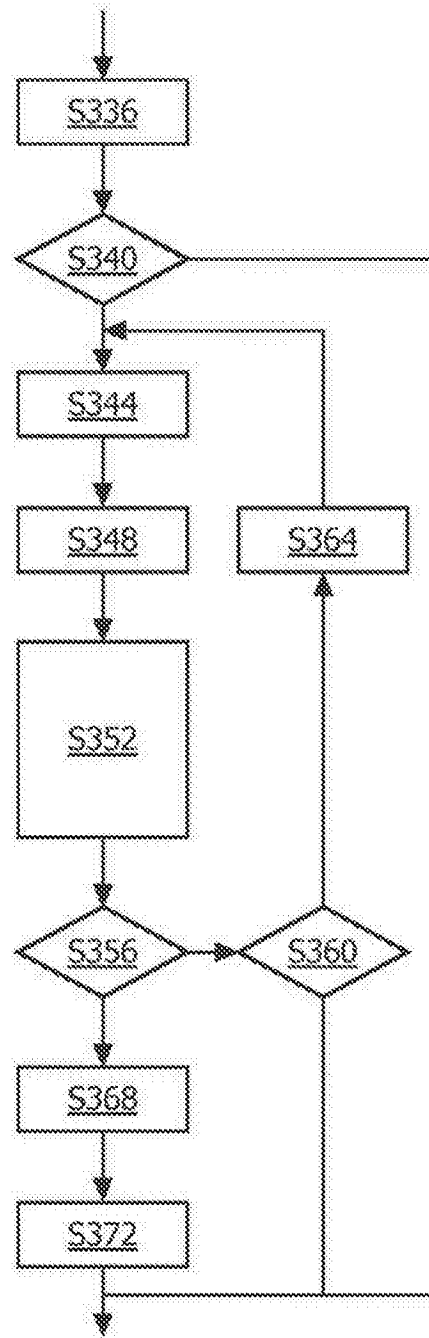


图 3B

专利名称(译)	使用低成本换能器的自动多普勒速度测量法		
公开(公告)号	CN103442649B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201180061908.8	申请日	2011-12-16
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	A阿南德 J彼得鲁齐洛 RS西索迪亚 L古普塔 P瓦集内帕里 C菲尔雄		
发明人	A·阿南德 J·彼得鲁齐洛 R·S·西索迪亚 L·古普塔 P·瓦集内帕里 C·菲尔雄		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B5/489 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/4427 A61B8/4444 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/54 A61B8/585		
代理人(译)	张伟 王英		
优先权	61/425866 2010-12-22 US		
其他公开文献	CN103442649A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种自动、独立、手持式超声血管检查设备 (100) 需要减小的数量的换能器元件 (126) , 且呈现简化的用户界面 (136-140) , 而不需要显示任何血管的图像。在一个实施例中, 探针全自动地且在不需要用户干预的情况下获取并检查所关注体积 (106) , 搜索目标血管, 针对血流的正常性来测试血管, 并报告诊断。在另一实施例中, 探针全自动地且在不需要用户干预的情况下找到体积中的身体血管 (108-112) , 并提取临床多普勒参数。

