



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101889216 A

(43) 申请公布日 2010. 11. 17

(21) 申请号 200880119445. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008. 12. 08

G01S 15/89 (2006. 01)

(30) 优先权数据

G01S 7/52 (2006. 01)

61/012, 071 2007. 12. 07 US

A61B 8/06 (2006. 01)

G10K 11/34 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 06. 04

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2008/055150 2008. 12. 08

(87) PCT申请的公布数据

W02009/072092 EN 2009. 06. 11

(71) 申请人 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 X · 史

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

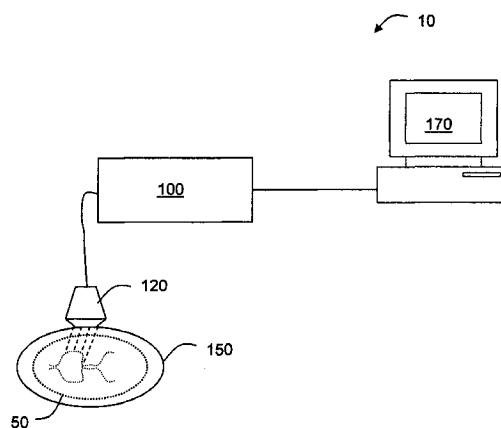
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

用于对血管成像的方法和系统

(57) 摘要

本发明提供了一种对血管成像的方法和系统。该系统可以包括用于将超声波发送到具有血管的身体区域中并且接收响应回波的矩阵换能器阵列 (120), 其中, 该回波与经过该血管的血流相关联; 并且该系统包括可操作连接到矩阵换能器阵列的处理器 (100)。该处理器可以调整与该回波相关联的采样体 (250) 的位置。该处理器可以电子操纵在该采样体的一个或多个位置处的超声波。该处理器可以基于在采样体的位置中的每个处捕获的多普勒频谱确定在该采样体的位置中的每个处的血管壁。也公开了其它实施例。



1. 一种对血管成像的方法,所述方法包括:

将超声波发送到具有血管的身体区域中并且接收响应回波,所述回波与经过所述血管的血流相关联;

调整与所述回波相关联的采样体的位置,对所述采样体的所述位置的所述调整至少部分基于所述血管的路径;

电子操纵在所述采样体的所述位置中的一个或多个处的所述超声波;以及

基于在所述采样体的所述位置中的每个处捕获的多普勒频谱确定在所述采样体的所述位置中的每个处的所述血管的壁。

2. 如权利要求1所述的方法,还包括:基于所述多普勒频谱确定在所述采样体的所述位置中的每个处的所述血管的中心线,所述中心线是基于在所述采样体的所述位置中的每个处的最强多普勒信号确定的。

3. 如权利要求2所述的方法,其中,对所述采样体的所述位置的所述调整至少部分基于所述采样体的深度。

4. 如权利要求1所述的方法,其中,对所述采样体的所述位置的所述调整是沿着第一方向以预定的增量进行的。

5. 如权利要求1所述的方法,还包括:

沿着第一方向以增量调整所述采样体的位置,直到多普勒信号的强度低于阈值为止;以及

当所述多普勒信号的所述强度低于所述阈值时,返回到所述采样体的所述位置中的第一位置。

6. 如权利要求5所述的方法,还包括:沿着第二方向以增量调整所述采样体的所述位置,直到所述多普勒信号的强度低于阈值为止,所述第二方向与所述第一方向相反。

7. 如权利要求1所述的方法,还包括:

通过连接所述采样体的所述位置的至少一部分以构造血管骨架来构建血管图;

沿着所述血管骨架对所述采样体的所述位置的至少一部分中的每个的多普勒功率数据进行积分;

调整所述血管骨架的亮度以代表所述多普勒功率数据。

8. 如权利要求7所述的方法,还包括对沿着所述血管骨架的点之间进行内插和平滑中的至少一个。

9. 如权利要求7所述的方法,还包括:

计算所述采样体的所述位置的所述至少一部分中的每个的多普勒平均速度;以及当检测到搏动时,使用所述多普勒频谱中的动脉搏动对所述平均速度进行同步。

10. 如权利要求9所述的方法,还包括使用所述血管的取向来应用多普勒角度校正。

11. 如权利要求1所述的方法,还包括采集所述血管的多普勒图像,并且使用所述多普勒图像引导所述超声波的所述电子操纵。

12. 一种执行经颅成像的方法,所述方法包括:

采集在所述经颅区域中血管的多普勒图像;

使用所述多普勒图像作为引导将多普勒采样体定位在预定深度接近于所述血管;

调整后续采样体的位置;

电子操纵在所述后续采样体的所述位置中的一个或多个处的超声波；以及

基于在所述后续采样体的所述位置中的每个处捕获的、与经过所述血管的血流相关联的多普勒频谱确定对于所述后续采样体的所述位置中的至少一部分的所述血管的中心线和壁,对所述中心线和所述壁的所述确定是基于所述多普勒信号的强度确定的。

13. 如权利要求 12 所述的方法,还包括:

通过连接所述后续采样体的所述位置的至少一部分以构造血管骨架来构建血管图;

沿着所述血管骨架对所述后续采样体的所述位置的至少一部分中的每个的多普勒功率数据进行积分;

调整所述血管骨架的亮度以代表所述多普勒功率数据。

14. 如权利要求 12 所述的方法,还包括:

沿着第一方向以增量调整所述后续采样体的所述位置,直到不再检测到多普勒信号为止;

当不再检测到所述多普勒信号时,返回到与所述预定深度相关联的所述采样体的第一位置;以及

沿着第二方向以增量调整所述后续采样体的所述位置,直到不再检测到多普勒信号为止,所述第二方向与所述第一方向相反。

15. 如权利要求 12 所述的方法,还包括:

计算所述后续采样体的所述位置的所述至少一部分中的每个的多普勒平均速度;

当检测到搏动时,使用所述多普勒频谱中的动脉搏动对所述平均速度进行同步;以及使用所述血管的取向来应用多普勒角度校正。

16. 一种超声成像系统 (10),包括:

矩阵换能器阵列 (120),用于将超声波发送到具有血管的身体区域中并且接收响应回波,所述回波与经过所述血管的血流相关联;以及

可操作耦合到所述矩阵换能器阵列的处理器 (100),其中,所述处理器调整与所述回波相关联的采样体 (250) 的位置,其中,所述处理器电子操纵在所述采样体的所述位置中的一个或多个处的所述超声波,并且其中,所述处理器基于在所述采样体的所述位置中的每个处捕获的多普勒频谱确定在所述采样体的所述位置中的每个处的所述血管的壁。

17. 如权利要求 16 所述的系统,其中,所述处理器基于在所述采样体的所述位置中的每个处的多普勒信号的强度确定所述血管的中心线。

18. 如权利要求 16 所述的系统,还包括用于关于具有所述血管的所述身体区域定位所述矩阵换能器阵列 (120) 的支撑结构 (150)。

19. 如权利要求 18 所述的系统,其中,所述支撑结构是头盔 (150)。

20. 如权利要求 16 所述的系统,还包括与所述处理器 (100) 通信的显示设备 (170),其中,所述显示设备呈现血管图,所述血管图是通过所述处理器至少部分基于在所述采样体 (250) 的所述位置中的每个处的所述血管的所述壁确定而生成的。

## 用于对血管成像的方法和系统

### 技术领域

[0001] 本发明大体涉及成像系统,并且更具体地,涉及用于对血管成像的方法和系统。

### 背景技术

[0002] 对血管成像可以基于对经过血管的血流进行检测。例如,经颅多普勒是对经过大脑血管的血流的速度进行测量从而根据蛛网膜下出血以及其它问题来例如诊断血栓、狭窄、血管痉挛的测试。

[0003] 可以利用“B-模式”成像执行经颅多普勒,其显示超声波探头所见的二维图像。一旦操作者能够找到所期望的血管,就可以采用脉冲多普勒探头测量血流速度,其绘出速度随时间曲线。这些一起构成双向测试。第二种记录方法可以仅使用第二种探针功能,并且也可以依赖操作者的训练和经验来找到正确血管。脑血管检查可以遵循这样的标准方案:以大脑中动脉检查开始、前进经过大脑前动脉和后动脉、并且以末端颈内动脉结束。

[0004] 可以这样来记录血流速度:从超声波探头发射高音调的声波,该声波然后被各种材料反弹再被同一个探针测量。可以使用特定频率,并且与该探头有关的血流速度造成相移,使频率增大或者减小。该频率变化与血流速度有关,随后对该频率变化进行电记录用于后续分析。由于沿着血管的角度进行记录产生人为的低速度,所以必须对深度和角度的范围进行测量,从而确定正确的速度。

[0005] 头骨的骨骼可以阻塞超声波的传输。因此,操作者必须利用人的头骨上小的并且专门定位的声学窗口。另外,诸如沿着 Willis 环的脑血管具有需要操作者为了检查脑血管不断倾斜和旋转超声波换能器同时移动多普勒采样体位置的曲折路径。为了掌握这些操作技术的训练和练习可能妨碍使用经颅多普勒检查。另外,在检查期间声谱仪手和臂不顺手以及费力的位置可能导致肌与骨骼的伤害。

[0006] 因此,存在对用于对血管成像的、有助于捕获图像和绘制血管流的方法和系统的需求。

### 发明内容

[0007] 提供了概述以便符合 37C.F.R. § 1.73,该条款要求本发明的概述简要指示本发明的特性和本质。应该理解,提交该概述不是为了使用该概述解释或者限制权利要求的保护范围或者意义。

[0008] 在本发明的一个示例性实施例中,提供了一种对血管成像的方法。该方法可以包括将超声波发送到具有血管的身体区域中并且接收响应回波,其中,回波与经过血管的血流相关联;调整与该回波相关联的采样体的位置,其中,采样体位置的调整至少部分基于血管的路径;电子操纵在一个或多个采样体位置处的超声波;并且基于在采样体的每个位置处捕获的多普勒频谱确定在采样体的每个位置处的血管壁。

[0009] 在另一个示例性实施例中,提供了一种执行经颅成像的方法。该方法可以包括采集经颅区域中血管的多普勒图像;使用多普勒图像作为引导在接近血管的预定深度定位

多普勒采样体;调整后续采样体的位置;电子操纵在一个或多个后续采样体位置处的超声波;并且基于与经过血管的血流相关联的、在每个后续采样体的每个位置处捕获的多普勒频谱确定后续采样体至少部分位置的血管的中线和壁。可以基于多普勒信号的强度确定该中线和壁。

[0010] 在另一个示例性实施例中,提供了一种超声成像系统,该超声成像系统可以具有用于将超声波发送到具有血管的身体区域中并且接收响应回波的矩阵换能器阵列,其中,回波与经过血管的血流相关联;并且具有可操作连接到矩阵换能器阵列的处理器。该处理器可以调整与回波相关联的采样体位置。该处理器可以电子操纵在一个或多个采样体位置处的超声波。该处理器可以基于在每个采样体位置处捕获的多普勒频谱确定在采样体的每个位置处的血管壁。

[0011] 技术效果包括但不限于:有助于捕获用于绘制血管流的数据和图像。技术效果还包括但不限于:减少或者消除对执行超声血管检查的声谱仪操作者的压力和伤害。

[0012] 从下列详细说明、附图和所附权利要求中,本领域的技术人员将意识到并且理解本发明的上述以及其它特征和优点。

#### 附图说明

[0013] 图 1 是根据本发明的示例性实施例的用于执行对血管成像的系统的示意性说明;

[0014] 图 2 是可以通过图 1 的系统来成像的一系列血管的示意性说明;以及

[0015] 图 3 是图 1 的根据本发明的示例性实施例的用于执行对血管成像的系统可以使用的方法。

#### 具体实施方式

[0016] 关于用于人体 Willis 环的经颅多普勒检查的数据捕获、对血管成像和血流绘制对本发明的示例性实施例进行描述。本领域的普通技术人员应该理解,本发明的示例性实施例可以应用于无论是人类还是动物的身体其它部分的血管。利用包括将在经颅多普勒例子中所使用的包括深度和路径的生理参数调整到对应于与其它血管相关联的生理参数的许多技术,使用本发明的示例性实施例的方法和系统可以适合于应用到除了 Willis 环之外的血管。

[0017] 参考附图并且特别参考图 1,其示出了根据本发明的一个示例性实施例的超声波成像系统,并且该系统大体用参考标号 10 表示。系统 10 可以在患者头部 50 执行超声波成像,并且可以包括处理器或者其它控制设备 100、探头或者换能器 120、支撑结构 150、以及显示设备 170。

[0018] 处理器 100 可以包括用于执行超声成像的各种部件,并且可以使用诸如与数据捕获、分析和呈现有关的各种成像技术。例如,处理器 100 可以包括用于对所接收的回波信号进行处理的波束成形器、用于对多普勒相关信息进行处理的多普勒处理器、以及用于形成 2D 或者 3D 图像的图像处理器。处理器 100 还可以包括诸如 CINELOOP® 存储器的存储设备和视频处理器。处理器 100 可以包括与如下各特别表述的探头 120 的超声波的操纵和电子聚焦相关的部件和/或技术。诸如自动边界检测处理器的处理器 100 还可以使用其它部件和/或技术,其可以定义并且绘图覆盖关于所呈现图像的解剖边界。本发明还预期使用

除了上述处理器 100 的部件之外或者代替上述处理器 100 的部件的其它部件和 / 或技术。

[0019] 探头 120 可以包括用于超声波发送以及用于超声回波信号接收的换能器或者声学元件阵列。探头 120 允许对超声波关于正在检查的血管进行操纵和电子聚焦。例如,探头 120 可以包括连接到换能器阵列的发射 / 接收 (T/R) 开关,该换能器阵列例如用于执行三维扫描的换能器元件的二维阵列。换能器阵列可以将超声能量发送到被成像的区域内,并且从血管 (尤其是血流) 以及患者身体内的各个其它结构和器官中接收经反射的超声能量或者回波。通过适当延迟施加到每个换能器元件的脉冲,探头 120 可以沿着所期望的发送扫描线发送经聚焦的超声波束。

[0020] 根据一个实施例,探头 120 的阵列换能器可以包括诸如在 U. S. 专利 No. 6, 428, 477 中所公开的二维阵列,该专利受让给本发明的受让人并且通过参考合并于此。U. S. 专利 No. 6, 428, 477 公开了使用二维超声阵列递送治疗超声以及执行超声诊断成像。虽然 2D 成像也是本发明所预期的,但是二维超声阵列包括允许采集三维 (3D) 图像的换能器元件矩阵或者栅格。换能器元件的矩阵使得可能在任意方向操纵并且电子聚焦超声能量。

[0021] 可以将探头 120 的换能器阵列通过 T/R 开关连接到超声接收机。可以通过换能器元件在不同时间对从患者身体内给定点反射的超声能量进行接收。探头 120 的换能器元件可以将所接收的超声能量转换成所接收的电信号,通过接收机放大该电信号并且将其提供给接收波束成形器。可以单独延迟来自每个换能器元件的信号,并且随后通过波束成形器对这些信号求和从而提供代表沿着给定接收扫描线的经反射的超声能量水平的波束成形器信号。在超声能量接收期间,施加到所接收信号的延迟可以变化,从而实现动态聚焦。对于多个扫描线可以重复该过程,从而提供用于生成患者身体内感兴趣区域图像的信号。因为换能器阵列是二维的,所以可以在方位角以及仰角上操纵接收扫描线,从而形成三维扫描模式。例如,波束成形器可以是诸如可以在任何合适的商业可用医疗诊断超声机中找到的数字波束成形器。

[0022] 可以将波束成形器信号存储在系统 10 的图像数据缓冲器中,该图像数据缓冲器存储了用于图像体不同体片段以及用于心动周期的不同点的图像数据。可以将图像数据从图像数据缓冲器输出到显示设备 170,该显示设备 170 从图像数据中生成感兴趣区域的三维图像。显示设备 170 可以包括将扇形扫描信号从波束成形器转换到传统光栅扫描显示器信号的扫描转换器。控制器 100 可以提供对超声诊断成像系统包括定时和控制功能在内的全面控制。

[0023] 在一个实施例中,可以将探头 120 经由连接结构连接到支撑结构或者头盔 150。连接结构的类型可以变化。例如,探头 120 可以与头盔 150 可移除地连接,例如,在接近头骨颞区域的头盔一侧或者两侧上。在另一个实施例中,可以调整连接结构,使得可以关于患者头部 50 调整探头 120 的位置。可以在头盔 150 中提供洞或者开口用于在其中定位探头 120,或者可以将探头连接到头盔的外表面,该头盔可以由允许超声波通过的材料制成。在一个实施例中,为了使得系统 10 能够装备现有的超声硬件部件,头盔 150 允许各种类型的探头 120 连接到其上。

[0024] 本发明预期在不使用头盔 150 或者使用经修改的支撑结构的情况下使用探针 120。例如,如图 2 中所示,在检查中操作者可以在接近患者头部颞区域的适当位置手持探头 120。在另一个实施例中,支撑结构 150 可以是皮带或者可以放置在患者头部 50 的一部

分上按照期望对探针 120 进行定位而不围住患者头部的支撑组件。也预期用于关于患者头部 50 对探头 120 进行定位的其它结构和技术,包括具有固定探头的、患者可以将他或者她的头部置于其上的床。

[0025] 另外参考图 3,图中示出了操作系统 10 的示例性方法,并且其大体通过参考标号 300 表示。对于本领域的普通技术人员,显而易见的是,图 3 中没有描述的包括对身体其它部分检查的其它实施例是可能的,而不脱离下面所描述的权利要求的范围。方法 300 可以提供在 Willis 环内或者周围的 3D 血管模型以及 3D 流体 (flow volume) 图,这在图 2 中示出并且包括诸如大脑中动脉、眼动脉、前交通动脉、大脑前动脉、颈内动脉、后交通动脉、大脑后动脉、基底动脉、以及脊椎动脉的血管。

[0026] 方法 300 以步骤 302 开始,在步骤 302 中,通过关于头盔 150 并且接近患者头部 50 的颞窗口定位探针 120 来获得大脑中动脉的诸如彩色 2D 或者 3D 图像的多普勒图像。本发明还预期最初检查的血管与大脑中动脉不同。

[0027] 随后,可以在步骤 304 中将用于系统 10 的多普勒采样体设置在 55mm 深度。55mm 深度是基于人类头部中大脑中动脉的典型位置。操作者使用的实际深度也可以基于诸如年龄、头骨测量等的许多因素而变化。在步骤 306 中,操作者可以启动用于第一血管的追踪算法。可以通过包括按键或者语音激励的若干技术进行启动。

[0028] 方法 300 可以通过将多普勒采样体移动得更浅来追踪大脑中动脉,即,沿着大脑中动脉以诸如 1mm 增量减小深度。可以使用彩色多普勒图像引导多普勒波束的操纵和多普勒采样体的移位。如在步骤 310 中,在每个新的采样体位置处,将确定最强的多普勒信号,并且该最强的多普勒信号可以用作血管在那个深度的中心点或者中心线。随后,探针 120 可以在该采样体深度上操纵超声能量,从而捕获血流数据并且确定在该采样体深度上血管的边界 (即血管壁)。例如,搜索区域可以是在 C 位置中的  $2 \times 2\text{mm}$  或者  $3 \times 3\text{mm}$  栅格,不过可以预期其它搜索区域。可以诸如基于积分多普勒功率或者峰值流速在一个或多个心动周期上执行多普勒信号的测量。至少使用一个完整的心动周期允许对流动态的完整表示。

[0029] 在步骤 312 中,系统 10 移动到下一个采样体深度,并且确定是否存在可检测的多普勒信号。如果存在可检测的信号,那么系统 10 就重复步骤 308 和 310,从而捕获在该采样体深度的血流和血管边界的数据。如果不存在可检测的多普勒信号,那么系统 10 可以在步骤 314 中确定是否已经对要检查的所有血管进行了追踪。

[0030] 在步骤 315 中,在对于特定采样体深度不存在可检测的多普勒信号的情况下,则系统 10 将采样体沿着大脑中动脉返回到 55mm 深度。随后,可以诸如以 1mm 增量增加采样体深度,并且对于沿着大脑中动脉的深度渐增系列,可以重复数据捕获步骤 308 和 310。

[0031] 为了继续沿着 Willis 环追踪,方法 300 可以重复上述捕获数据、改变采样体深度以及搜索在新的采样体深度上可检测的多普勒信号的步骤。在沿着 Willis 环的各个点处,将不再可检测到多普勒信号,并且系统 100 可以返回到对于该特定血管的前一个采样体深度起始点。例如,在沿着大脑中动脉以渐增深度进行移动之后,追踪将到达大脑中动脉和大脑前动脉的分叉点,在该分叉点处,多普勒频谱成为双向的。系统 10 可以通过将采样体深度移动得更深并且首先沿着分叉直到不可以检测到多普勒信号为止来继续追踪大脑前动脉。随后,系统 10 可以将采样体返回分叉点,并且开始追踪得更深以及在后沿着大脑后动脉直到不可以检测到多普勒信号为止。

[0032] 在一个实施例中,可以使用典型生理测量辅助确定血管定位并且操纵超声波。例如,方法 300 可以确认不再可检测到多普勒信号,并且应该基于血管在人头部的典型位置返回之前的采样体起始点,例如,在 60 和 70mm 之间深度处的大脑中动脉和大脑前动脉的分叉点。

[0033] 一旦已经对所有期望的血管进行了追踪,系统 10 就可以结束步骤 316 中的追踪,并且开始在步骤 318 中重构 3D 血管模型和 3D 流体图。在步骤 320 中,图像和 / 或数据可以在诸如显示设备 320 上显示或者可以输出到其它地方。

[0034] 血管图的 3D 重构可以包括:连接采样体的各位置从而构造血管骨架;积分每个采样体位置的多普勒功率数据;调整血管骨架的亮度以代表每个采样体点的多普勒功率;以及在采样体点之间进行内插和平滑,从而生成类血管造影的血管图形。3D 流图的生成可以包括计算每个采样体位置的多普勒平均速度;使用多普勒频谱中的动脉搏动对所有采样体点的平均速度进行同步;以及使用血管取向来应用多普勒角度校正。可以在已经采集多普勒频谱的每个点计算平均速度。当在多普勒频谱中不能检测到搏动时,可以不需要同步。

[0035] 如图 2 中所示,探头 120 可以为沿着关于血管的各个深度所取的采样体 250 提供电子操纵的多普勒波束。随后,可以在每个采样体位置处对多普勒信号进行捕获和分析。可以使用彩色 3D 多普勒图像引导采样体的移位。可以沿着轨迹采集并且存储多普勒频谱,从而提供 3D 血管模型的实时显示和重构。在一个实施例中,当操作者或者其它用户将指针放置在 3D 血管模型的血管上时,系统 10 可以在采集后的回放中调取并且显示多普勒频谱。

[0036] 对于经颅多普勒检查,本发明描述了使用仅沿着患者头部 50 的一侧放置的单一探头 120 生成的 3D 血管模型和流体图。本发明还预期使用放置在患者头部相对侧的两个探头或者从患者头部的一侧收集数据并且随后移动到另一侧捕获数据的单一探头。

[0037] 包括上述方法的多个步骤的本发明可以在硬件、软件、或者硬件和软件的组合中实现。可以以一个计算机系统上的集中形式实现本发明,或者以不同部件散布在若干个互连计算机系统上的分布式形式实现本发明。适合于执行这里所描述的方法的任何类型的计算机系统或者其它设备是合适的。硬件和软件的典型组合可以是具有这样的计算机程序的通用计算机系统:当加载和执行该计算机程序时,其控制计算机系统使它执行这里所描述的方法。

[0038] 包括上述方法的多个步骤的本发明可以嵌入计算机程序产品。计算机程序产品可以包含计算机可读存储介质,在该计算机可读存储介质中嵌入了包含计算机可执行代码的计算机程序,该计算机可执行代码用于指示计算设备或者基于计算机的系统执行这里所描述的各个程序、过程和方法。出现在本上下文中的计算机程序是指旨在使系统具有信息处理能力从而直接或者在下列操作中的一个或两个之后执行特定功能的一组指令以任何语言、代码或者符号的任何表达,所述操作包括:a) 转换成另一种语言、代码或者符号;b) 以不同材料形式再现。

[0039] 这里所描述的实施例的说明旨在提供对各个实施例结构的一般理解,并且它们不是旨在作为对可能使用这里所描述的结构的所有元件和特征的完整说明。在回顾了上述说明之后,许多其它实施例对于本领域的技术人员将是显而易见的。可以利用并且从其得到其它实施例,使得可以进行结构和逻辑替换和改变而不脱离本发明的范围。图也仅仅是代表性的,并且可能不是按比例画的。可能夸大其某些比例,同时最小化其它比

例。因此,应以说明性而不是限制性的意味来看待说明书和附图。

[0040] 这样,虽然这里已经对特定实施例进行了说明和描述,但是应该意识到,计划用于实现相同目的的任何布置可以代替所示的特定实施例。本发明旨在覆盖各个实施例的任何以及所有改变和变化。这里不专门描述上述实施例的组合以及其它实施例,在回顾了上述说明之后,上述实施例以及其它实施例的组合对于本领域的技术人员将是显而易见的。因此,并不旨在将本发明限制于作为所预期的用于实现本发明的最佳模式所公开的特定实施例,而是本发明将包括落入所附权利要求范围内的全部实施例。

[0041] 提供了本发明的摘要以符合 37C.F.R. § 1.72(b),该条款需要允许读者快速确认技术公开特性的摘要。应该理解,提交该摘要并不是用于解释或者限制权利要求的范围或者意义。

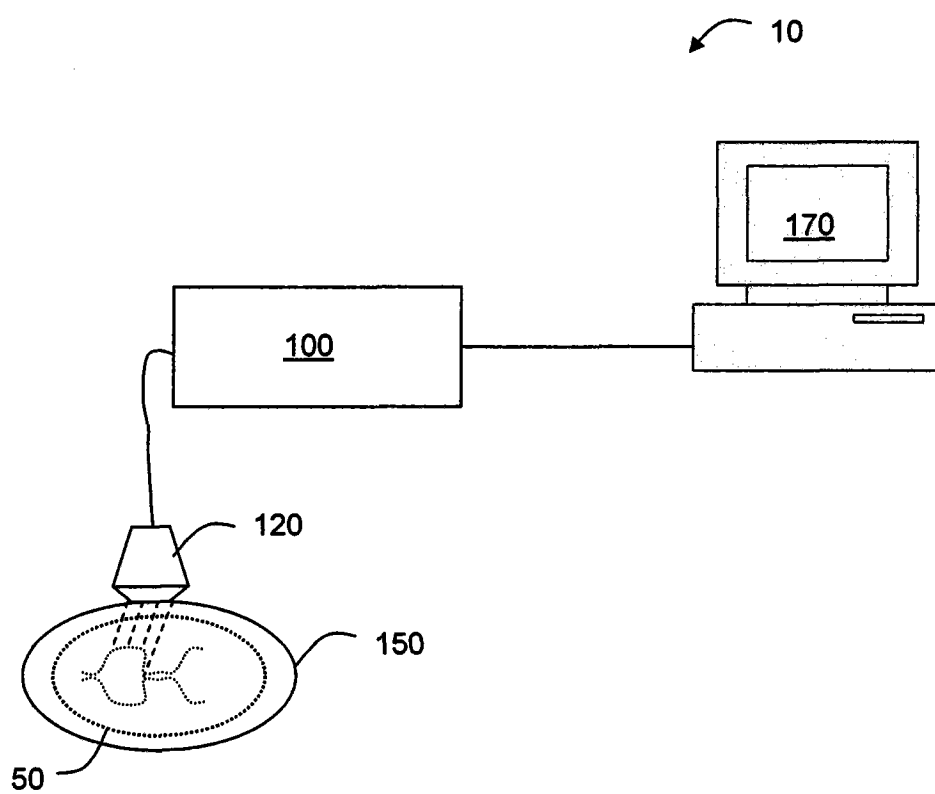


图 1

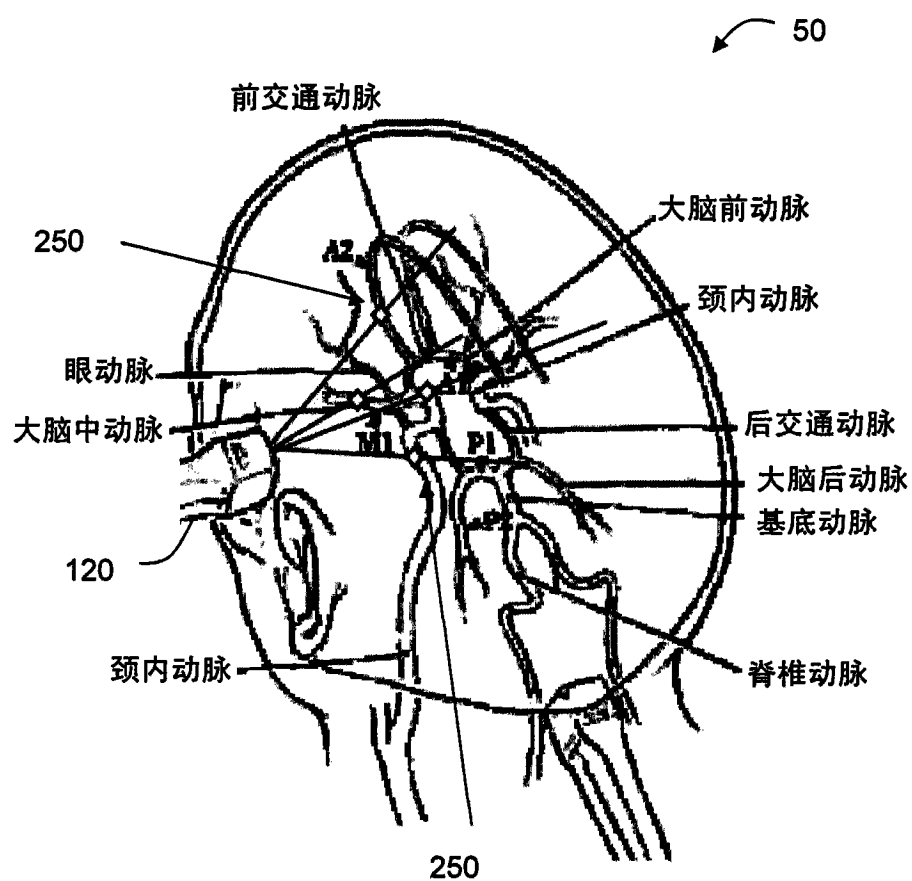


图 2

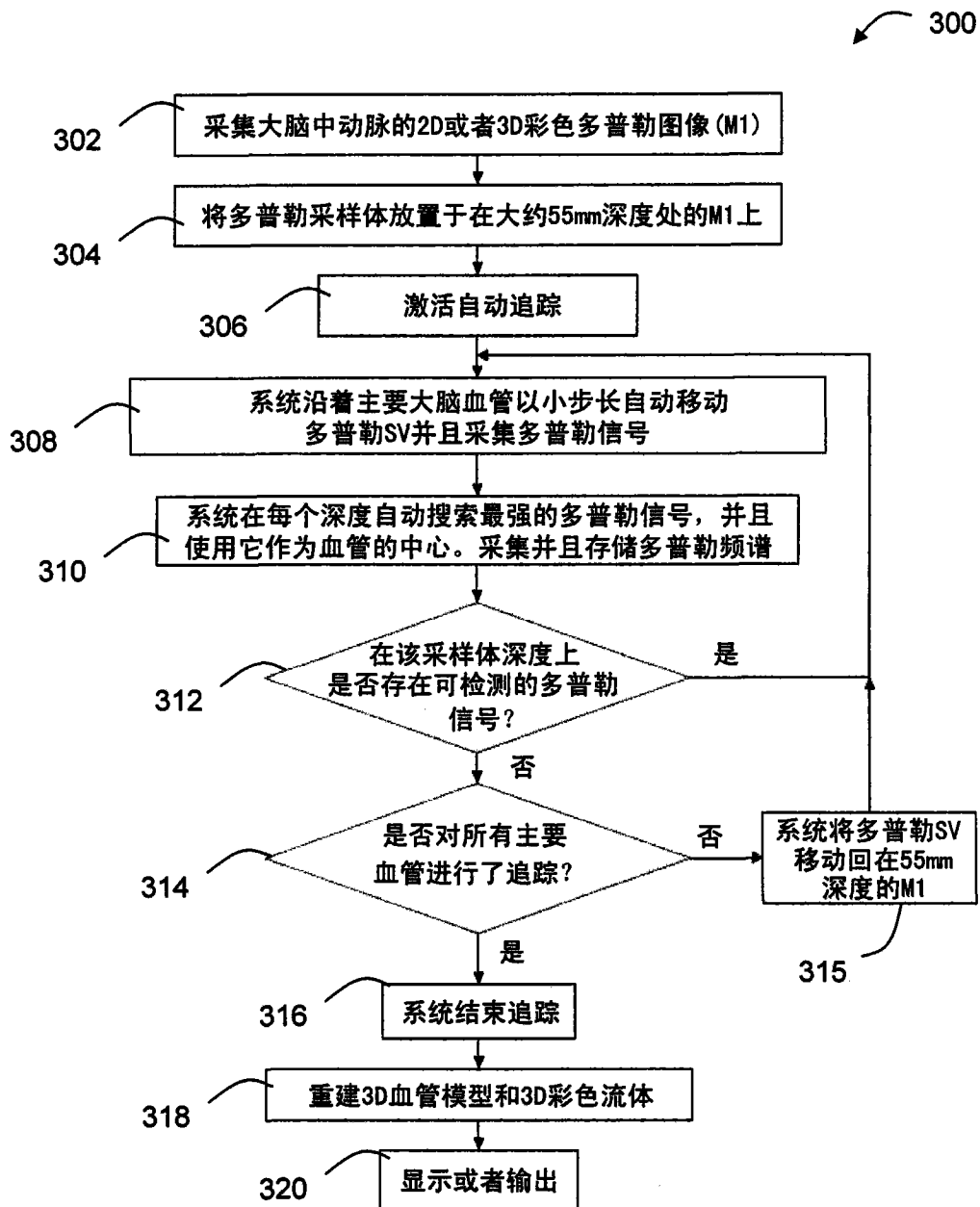


图 3

专利名称(译)	用于对血管成像的方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN101889216A</a>	公开(公告)日	2010-11-17
申请号	CN200880119445.4	申请日	2008-12-08
[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	X史		
发明人	X·史		
IPC分类号	G01S15/89 G01S7/52 A61B8/06 G10K11/34		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/42 A61B8/06 G01S15/8993 A61B8/483 G01S7/52073 G01S15/8979 A61B8/0816		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/012071 2007-12-07 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供了一种对血管成像的方法和系统。该系统可以包括用于将超声波发送到具有血管的身体区域中并且接收响应回波的矩阵换能器阵列(120)，其中，该回波与经过该血管的血流相关联；并且该系统包括可操作连接到矩阵换能器阵列的处理器(100)。该处理器可以调整与该回波相关联的采样体(250)的位置。该处理器可以电子操纵在该采样体的一个或多个位置处的超声波。该处理器可以基于在采样体的位置中的每个处捕获的多普勒频谱确定在该采样体的位置中的每个处的血管壁。也公开了其它实施例。

