



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680054672.4

[43] 公开日 2009年6月3日

[11] 公开号 CN 101448462A

[22] 申请日 2006.6.12

[21] 申请号 200680054672.4

[86] 国际申请 PCT/JP2006/311776 2006.6.12

[87] 国际公布 WO2007/144933 日 2007.12.21

[85] 进入国家阶段日期 2008.11.21

[71] 申请人 株式会社岛津制作所

地址 日本京都府

共同申请人 超越媒体株式会社

[72] 发明人 加藤润一 伊藤正男

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

代理人 李贵亮

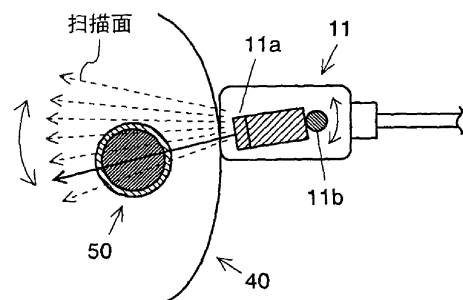
权利要求书1页 说明书9页 附图5页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置，具备对血管的断层图像进行拍摄，并根据该图像测量血管径的血管径测量机构，其中设置：具有进行超声波束的扫描的超声波振动器(11a)，且该振动器能在与上述超声波束的扫描方向正交的方向上转动的超声波探测器(11)；使振动器(11a)以给定的间隔转动，并通过在各位置进行由振动器(11a)实施的超声波束的扫描，对多个截面中的上述血管(50)的断层图像进行拍摄的多个截面拍摄机构；根据所拍摄的各断层图像进行血管径的测量，对测量得到的结果进行比较，并将拍摄到表示最大血管径的图像的位置决定为最大血管径拍摄位置的拍摄位置决定机构；将上述振动器(11a)往由上述拍摄位置决定机构所决定的位置转动的最大血管径捕捉机构。由此，能省去手动修正因驱血释放时的急剧减压导致的探测器偏移的工作，能顺利进行%FMD测量。



1. 一种超声波诊断装置，具备拍摄血管的超声波断层图像，并根据该图像进行血管径的测量的血管径测量机构，其特征在于，具有：

a) 超声波探测器，具有进行超声波束的扫描的超声波振动器，该超声波振动器能够在与上述超声波束的扫描方向正交的方向上进行转动或者平移；

b) 多个截面拍摄机构，使上述超声波振动器以给定的间隔转动或者平移，通过在各位置进行由该振动器实施的超声波束的扫描，对多个截面中的上述血管的超声波断层图像进行拍摄；

c) 拍摄位置决定机构，对由上述多个截面拍摄机构所拍摄的各超声波断层图像，用上述血管径测量机构进行测量，根据测量得到的结果，将拍摄到表示合适的血管径的图像的位置，决定为诊断用图像拍摄位置；

d) 最大血管径捕捉机构，使上述超声波振动器，往由上述拍摄位置决定机构所决定的位置转动或者平移。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述超声波探测器，配置为上述超声波振动器产生的超声波束的扫描方向与成为诊断对象的血管的轴方向近似平行，

上述拍摄位置决定机构，将拍摄到表示最大血管径的图像的位置决定为诊断用图像拍摄位置。

3. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具有：

e) 驱血机构，对被检者的体表进行加压来对成为诊断对象的血管进行驱血，在经过给定时间后进行减压来将驱血释放，同时输出减压开始信号，

上述多个截面拍摄机构，根据上述减压开始信号开始拍摄上述多个截面。

超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及一种超声波诊断装置，特别是涉及一种适用于血管径的测定的超声波诊断装置。

背景技术

因为动脉硬化成为狭心症、心肌梗塞等心脏疾病和脑梗塞等的原因，所以希望进行定期的检查。作为为了进行这种动脉硬化的初期诊断而对血管的弹性进行无创评价的方法，公知一种利用超声波诊断装置的血流依存性血管扩张反应（Flow Mediated Dilation: FMD）试验（例如，参照专利文献1）。

所谓血流依存性血管扩张反应，就是通过因血流的增大而发生的对血管内皮的剪应力的作用，从血管内皮细胞发生作为血管扩张因子的一氧化氮（NO）从而使血管径扩张的反应。另外，所谓血流依存性血管扩张反应试验，就是对在将前腕部进行一定时间驱血之后，一下释放时的上腕部血管径的扩张度进行测量，表示该扩张度的%FMD用以下表达式来定义。

$$\%FMD = \frac{D_1 - D_0}{D_0} \times 100 (\%) \quad \dots (1)$$

这里， D_0 的意思为驱血前的安静时的最大血管径（以下，称为“安静时最大血管径”）， D_1 的意思为驱血释放后的最大血管径（以下，称为“释放后最大血管径”）。

在进行上述血流依存性血管扩张反应试验（以下，称为“%FMD测量”）时，首先，使超声波探测器与被检者的上腕部抵接，通过超声波扫描描绘出安静时的上腕动脉的断层图像，并存储于VCR（Video

Cassette Recorder: 录像机)。接着,描绘出对被检者的前腕部通过用护腕进行加压来进行一定时间驱血,其后,一下释放后的上腕部的断层图像,再次存储于 VCR。在一系列的拍摄完成之后,从上述安静时及驱血释放后所取得的血管图像中选择适当时刻的图像,将在这些图像中所描绘出的血管的直径通过图像解析进行测量。根据如此测量到的安静时最大血管径 D_0 及释放后最大血管径 D_1 中,并按照上述的式(1)计算 %FMD。

专利文献 1: 特开 2003-180690 号公报

上述这种 %FMD 测量中,因为是根据安静时及驱血释放后的最大血管径进行计算 %FMD,因此需要以能够描绘出表示最大血管径的截面的超声波图像的方式,预先进行探测器的定位。为此,在开始上述一系列的拍摄前,如图 9(a) (表示与血管的中心轴正交的截面)所示,操作者使探测器 71 抵接于被检者的上腕部 40 的给定位置,对与通过超声波扫描所描绘出的上腕动脉 50 的血管的中心轴平行的截面超声波图像(以下,称为“轴方向断层图像”)进行确认,同时,找出血管径最大的那种探测器 71 的位置及角度,在将探测器 71 固定于该位置的状态下,进行安静时及驱血释放后的血管断层像的拍摄。

但是,在用上述护腕释放驱血时,因为急剧的减压,探测器 71 与血管 50 的位置会发生偏移(图 9(b)),在这种情况下,操作者就不得不手动变动探测器 71 的位置、角度来进行微调整,使得能够描绘出最大血管径(图 9(c)),比较麻烦。另外,这样的微调整必须迅速进行,假设微调整花费时间过长,在要存储释放后最大血管径的测量所需图像的时间中描绘不出适当的图像,可能会对解析结果带来影响。

发明内容

因此,本发明要解决的课题是,提供一种能够容易地描绘出表示最大血管径的断层图像,且能适用于 %FMD 测量等的血管径的测量中的超声波诊断装置。

为了解决上述课题而提出的本发明的超声波诊断装置,具备拍摄血

管的超声波断层图像，并根据该图像进行血管径的测量的血管径测量机构，其特征在于，具有：

a) 超声波探测器，具有进行超声波束的扫描的超声波振动器，该超声波振动器能够在与上述超声波束的扫描方向正交的方向上进行转动或者平移；

b) 多个截面拍摄机构，使上述超声波振动器以给定的间隔转动或者平移，通过在各位置进行由该振动器实施的超声波束的扫描，对多个截面中的上述血管的超声波断层图像进行拍摄；

c) 拍摄位置决定机构，对由上述多个截面拍摄机构所拍摄的各超声波断层图像，用上述血管径测量机构进行测量，根据测量得到的结果，将拍摄到表示合适的血管径的图像的位置，决定为诊断用图像拍摄位置；

d) 最大血管径捕捉机构，使上述超声波振动器，往由上述拍摄位置决定机构所决定的位置转动或者平移。

作为上述超声波探测器，例如，能够利用一般被用作4D成像（实时3维成像）用探测器的装置。另外，这样的探测器，通常，如图7(a)所示，通过使振动器11a在与超声波束的扫描方向正交的方向上转动，来进行扫描面的切换，本发明中的超声波探测器，如图8(a)所示，也可以通过使振动器11a在与超声波束的扫描方向正交的方向上平移，来进行扫描面的切换。

通过具有上述结构的本发明的超声波诊断装置，能自动进行适当的拍摄位置的探寻和往该拍摄位置的振动器的定位，能顺利进行%FMD测量等中的血管径的测量。

另外，像%FMD测量那样，将血管在与其轴方向平行的截面拍摄，并根据其截面图像测定血管径并用于诊断的情况下，将上述超声波探测器配置为超声波束的扫描方向与血管的轴方向近似平行来使用。这时，上述超声波振动器，通过上述多个截面拍摄机构，在与该血管的轴方向近似正交的方向上进行转动或者平移。该情况下，上述拍摄位置决定机构将图像中的血管径为最大的位置决定为诊断用图像拍摄位置。

另一方面，在其它的测量中，在将血管在与其轴方向正交的截面上

拍摄,根据其断层图像测定血管径并用于诊断的情况下,配置上述超声波探测器使得超声波束的扫描方向与血管的轴方向相交,通过上述多个截面拍摄机构,上述超声波振动器在与该血管的轴方向近似平行的方向上转动。该情况下,上述拍摄位置决定机构,将图像中的上下方向(与皮肤垂直的方向)的血管径为最小的位置,决定为诊断用图像拍摄位置。

本发明的超声波诊断装置,优选还具有:驱血机构,对被检者的体表进行加压来对成为诊断对象的血管进行驱血,在经过给定时间后进行减压来将驱血释放,同时输出减压开始信号,上述多个截面拍摄机构,根据上述减压开始信号开始拍摄上述多个截面。由此,就能响应驱血的释放自动开始拍摄位置的微调整,能更加减少%FMD 测量中的操作者的工作。

附图说明

图 1 是表示本发明的一个实施例相关的超声波诊断装置的概略构成的方框图。

图 2 是表示将该实施例中的超声波探测器与被检者的上腕部抵接的状态的截面图,表示与上腕动脉的血管轴平行的截面。

图 3 是表示将该实施例中的超声波探测器与被检者的上腕部抵接的状态的截面图,表示与上腕动脉的血管轴正交的截面。

图 4 是表示使用该实施例的超声波诊断装置的%FMD 测量的步骤的流程图。

图 5 是表示将护腕及超声波探测器对被检者固定后状态的示意图。

图 6 是表示在监视器上所描绘出的上腕动脉的轴方向断层图像的一例的图。

图 7 是说明具备振动器转动机构的超声波探测器的图,(a)是表示该超声波探测器下的多个截面的拍摄方法的概念图,(b)是在与超声波束的扫描方向正交的面上表示该超声波探测器的构成例的截面图。

图 8 是说明具备振动器平移设备的超声波探测器的图,(a)是表示该超声波探测器下的多个截面的拍摄方法的概念图,(b)是在与超声波束的扫描方向正交的面上表示该超声波探测器的构成例的截面图。

图 9 是在与血管轴正交的截面上表示由以往的超声波诊断装置进行血管径测定时的血管与探测器的位置关系的图，(a) 是表示拍摄开始前的状态，(b) 是表示位置偏移发生的状态，(c) 是表示操作者进行的拍摄位置的微调整过程。

图中：10—超声波诊断装置主体，11、71—超声波探测器，11a、71a—超声波振动器，11b—振动器转动机构，12—收发控制部，13—转动控制部，14—超声波信号处理部，15—显示处理部，16—监视器，17—血管径测定部，18—测定结果存储部，19—图像存储部，20—控制部，21—输入部，30—驱血单元，31—护腕，32—空气管，33—压缩泵，34—驱血控制部，40—上腕部，50—上腕动脉，51—血管内腔，52—血管壁，61—电动机的旋转轴，62、63—滑轮，64—传动带，65—偏心圆板，66—连杆，67—滑块。

具体实施方式

以下，使用实施例说明为了实施本发明的最佳的方式。图 1 表示本实施例的超声波诊断装置的概略构成。图 2 及图 3 表示的是本实施例的超声波诊断装置中将超声波探测器与被检者的上腕部抵接的状态，图 2 表示与上腕动脉的轴方向平行的截面，图 3 表示与上腕动脉的轴方向正交的截面。

超声波探测器 11，将超声波对被检者的体内进行发送的同时，对被检者的体内所反射的超声波进行接收并转换成电信号。本实施例中的超声波探测器 11 中，内置有：由一维排列的多个超声波振动器构成，且进行线性扫描方式下的超声波束的扫描的振动器阵列 11a；以及，使振动器阵列 11a 绕与该振动器的排列方向平行的虚拟的旋转轴转动（即，在与超声波束的扫描方向正交的方向上使振动器阵列转动）的振动器转动机构 11b。这里，振动器转动机构 11b，例如，如图 7 (b) 所示，能如下构成：通过在电动机（省略图示）的旋转轴 61 与振动器阵列 11a 上分别安装的 2 个滑轮 62、63，和在两个滑轮 62、63 之间架设的传动带 64 等，将电动机的转动力传递给振动器阵列 11a。

收发控制部 12，对由上述振动器阵列 11a 进行的超声波束的扫描

进行控制，转动控制部 13，对由上述振动器转动机构 11b 进行的振动器阵列 11a 的转动进行控制。

超声波探测器 11 输出的反射超声波的电信号，被输入给超声波信号处理部 14。超声波信号处理部 14，将该电信号转换成图像数据，并对该图像数据进行相位调整加法、增益调整、对数压缩等，来进行适于图像显示的数据处理。处理后的数据，被从超声波信号处理部 14 输出给显示处理部 15。在显示处理部 15，根据图像数据生成用于在监视器上显示的电信号，将该电信号输出给监视器 16。到此为止的动作在给定的周期反复进行，在监视器 16 上，超声波图像被作为动态图像显示。另外，也可以根据操作者的指示，将任意期间下的该动态图像存储于由 VCR 构成的图像存储部 19。

血管径测定部 17，对显示处理部 15 的存储器所存储的血管的断层图像用给定的图像解析算法进行血管壁的检测及该血管壁间的距离的测量，通过这样导出血管径，测定结果存储部 18，对由血管径测定部 17 得到的测定结果进行存储。

上述各部通过由 CPU 等构成的控制部 20 进行控制，该控制部 20 上，连接着输入部 21，其由用于让操作者输入设定或指示等的鼠标或者跟踪球等的定点设备、键盘等构成。

再有，上述控制部 20，与用于对被检者的上腕动脉进行驱血的驱血单元 30 相连接。驱血单元 30，具备：缠绕在被检者的前腕部来使用的护腕 31；用于对护腕 31 送入空气的空气管 32 及压缩泵 33；以及，控制它们的动作驱血控制部 34。压缩泵 33 上，设置有用于排出空气的电磁阀，在驱血释放时，与该电磁阀被打开同时，通知护腕 31 的减压开始的减压开始信号被对超声波诊断装置主体 10 的控制部 20 输出。再有，能够通过设于超声波诊断装置主体 10 的输入部 21 将来自操作者的指示输入给驱血控制部 34。

接着，使用图 4 的流程图说明使用本实施例的超声波诊断装置的 %FMD 测量的步骤。

(1) 探测器的固定 (步骤 S11)

首先，在对被检者的前腕部缠绕护腕 31 并保持 15 分钟安静状态后，

在上腕部 40 的给定位置抵接探测器 11 (图 5)。这时, 探测器 11 以振动器阵列 11a 的排列方向 (即, 超声波束的扫描方向) 与腕的轴方向平行的方式设置。接着通过振动器阵列 11a, 进行超声波束的扫描, 在监视器 16 上描绘出上腕动脉 50 的轴方向断层图像 (图 6)。操作者将该图像在监视器 16 上进行确认的同时, 通过将探测器 11 的位置、角度用手一点一点移动, 找出所描绘出的血管 50 的直径成为最大的位置, 通过固定用具 (省略图示) 固定探测器 11 使其不会从该位置挪动。

(2) 安静时血管图像的取得 (步骤 S12)

在上述的状态下进行超声波图像的拍摄, 操作者通过在输入部 21 进行给定的操作, 使给定时间下的该图像存储于图像存储部 19。以下, 将这里所取得的图像称为“安静时血管图像”。

(3) 驱血 (步骤 S13) 及释放 (步骤 S14)

安静时血管图像的取得结束后, 开始用护腕 31 进行上腕动脉的驱血。驱血单元 30 中, 驱血控制部 34 对压缩泵 33 进行控制, 对缠绕在被检者的前腕部的护腕 31 送入空气, 在护腕压达到 250mmHg 处停止空气的供应。其后经过 5 分钟后, 驱血控制部 34 打开设于压缩泵 33 的电磁阀, 使空气排出, 一下进行减压。这时, 驱血控制部 34, 随着电磁阀的打开, 对超声波诊断装置主体 10 的控制部 20 发送通知减压开始的信号 (减压开始信号)。

(4) 拍摄位置的微调整 (S15 步骤)

接着, 说明作为本发明特征的拍摄位置的微调整行程。对控制部 20 输入了上述减压开始信号后, 控制部 20 对转动控制部 13 及收发控制部 12 指示拍摄位置微调整的执行。转动控制部 13 通过对振动器转动机构 11b 进行控制, 如图 3 所示, 使振动器阵列 11a 以给定的角度间隔转动, 收发控制部 12 对振动器阵列 11a 进行控制, 在各转动角下执行线性扫描方式下的超声波扫描。由此, 截面位置略有不同的上腕动脉 50 的轴方向断层图像, 被依次拍摄, 在监视器 16 上被描绘出。

在血管径测定部 17 中, 用为了进行图像显示而在显示处理部 15 的存储器上所存储的图像数据 (各图像的亮度值), 根据其亮度分布, 对血管内腔 51 和 2 个血管壁 (离皮肤近侧和远侧) 52 之间的边界位置 (用

图6的箭头表示的地方)进行检测,将两边界位置之间的距离作为血管径进行测定。对各图像所得到的测定值,与拍摄该图像时的振动器阵列11a的角度位置相关联地存储于测定结果存储部18。另外,对于这样的血管壁的检测及血管径的测量,例如,能用以往公知的算法。

给定张数的图像拍摄和血管径的测量结束后,对各图像所测量的血管径的值,被从测定结果存储部18读出,比较各测定值。由此确定表示最大的血管径的图像,同时,将该图像被拍摄时的振动器阵列11a的角度位置,决定为能捕捉最大血管径的拍摄位置。基于此,通过转动控制部13的控制转动振动器阵列11a,直到该拍摄位置,在该拍摄位置进行之后的拍摄。

(5) 释放后血管图像的取得(步骤S16)

上述拍摄位置的微调整结束后,操作者通过输入部21指示图像的存储,将从驱血释放到经过给定的时间为止的期间内,由上述探测器11所描绘出的上腕动脉50的断层图像存储于图像存储部19,并结束拍摄。这时所取得的图像,以下称为“释放后血管图像”。

(6) %FMD的计算(步骤S17)

以上的一系列的拍摄过程结束后,操作者通过操作输入部21,使得图像存储部19所存储的安静时血管图像再生。再有,通过进行给定的操作在适当的时间点使图像冻结(freeze),并指示血管径的测定后,血管径测定部17便与上述步骤S15同样,根据图像的亮度分布,测定该图像中所描绘出的血管50的直径,将所得到的值作为安静时最大血管径 D_0 存储于测定结果存储部18。另外,可以将这样的图像的冻结及血管径的测定反复进行多次,通过将所得到的值进行平均化得到精度高的结果。进而,同样地,根据图像存储部19所存储的释放后血管图像测定释放后最大血管径 D_1 ,使用上述式(1),根据这些 D_0 及 D_1 的值计算%FMD,并在监视器16上进行显示。

如上所述,根据本实施例的超声波诊断装置,通过具备振动器转动机构11b的超声波探测器11使振动器阵列11a转动的同时,基于由血管径测定部17得到的测定结果,找出能描绘出最大血管径的角度位置,能自动进行拍摄位置的微调整。因此,操作者不必像以往那样必须手动

微调整探测器 11 的位置、角度，并且，能将适于释放后最大血管径的测量的图像可靠地描绘并存储。另外，因为这样的拍摄位置的微调整，是根据从驱血单元 30 所发送的减压开始信号自动开始的，因此能进一步降低操作者在 %FMD 测量中的工作，能进行顺利的测量。

以上，使用实施例对用于实施本发明的最佳方式进行了说明，但本发明并不限于上述实施例，在本发明的宗旨的范围内容许各种变更。例如，由本发明的超声波诊断装置进行的拍摄位置的微调整，除了像上述实施例那样用于修正驱血释放时的探测器和血管的位置偏移，还能用于开始一系列的测定前将超声波探测器固定在上腕部时的定位等中。这样的情况下，如上所述在将探测器通过固定用具固定在上腕部时只大致定位，之后，利用本发明的多截面拍摄机构、拍摄位置决定机构、以及最大血管径捕捉机构进行具体的定位。另外，该情况下，除了像上述实施例那样接收来自驱血单元的减压开始信号后自动开始拍摄位置的微调整之外，还能根据操作者的指示开始拍摄位置的探寻。

另外，作为本发明的超声波诊断装置的超声波探测器，也可取代上述实施例的那种振动器转动机构，使用具备有用于让振动器在与超声波束的扫描方向正交的方向上以给定间隔平移的振动器平移机构。该情况下，该振动器平移机构，例如，如图 8 (b) 所示，能构成为：通过在电动机（省略图示）的旋转轴 61 上安装的偏心圆板 65、连杆 66 及滑块 67 将电动机的转动转换成振动器 11a 的平移运动等。

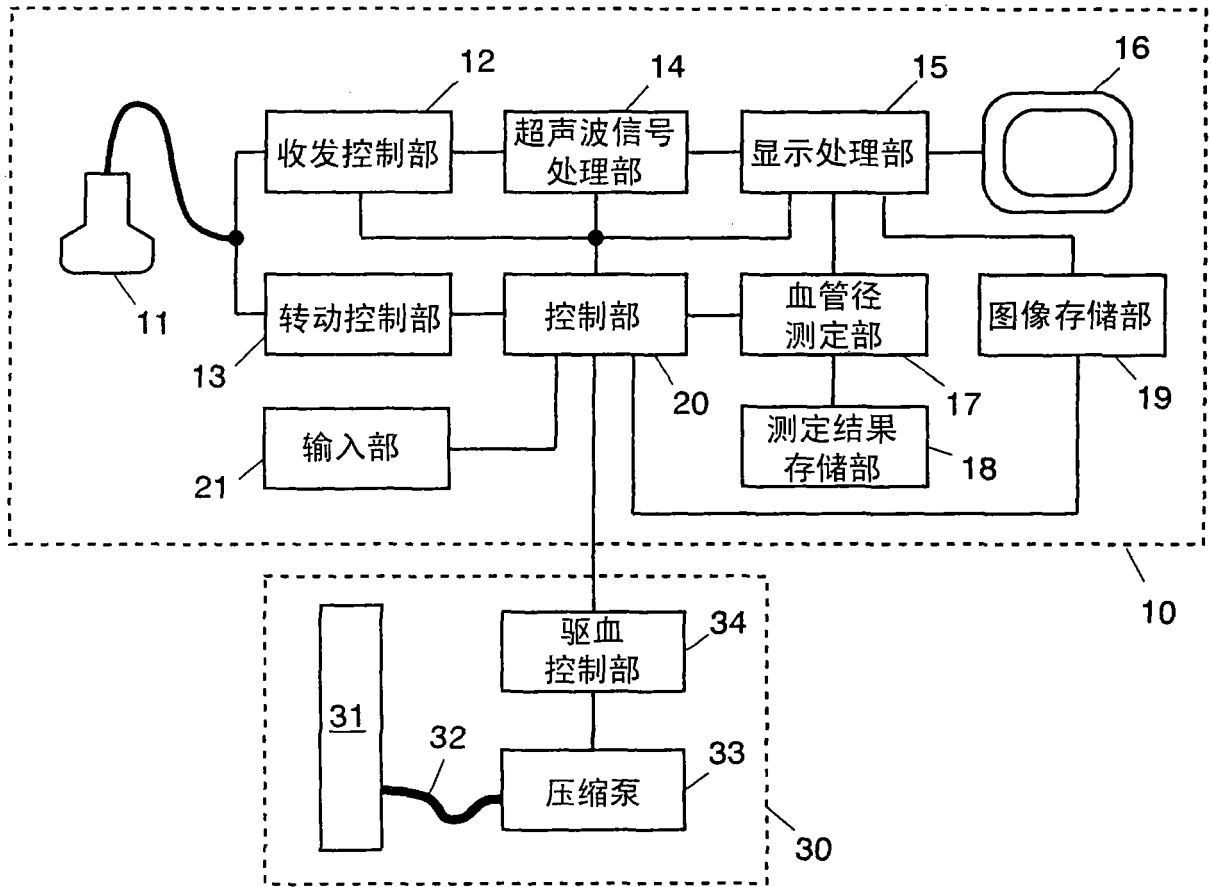


图 1

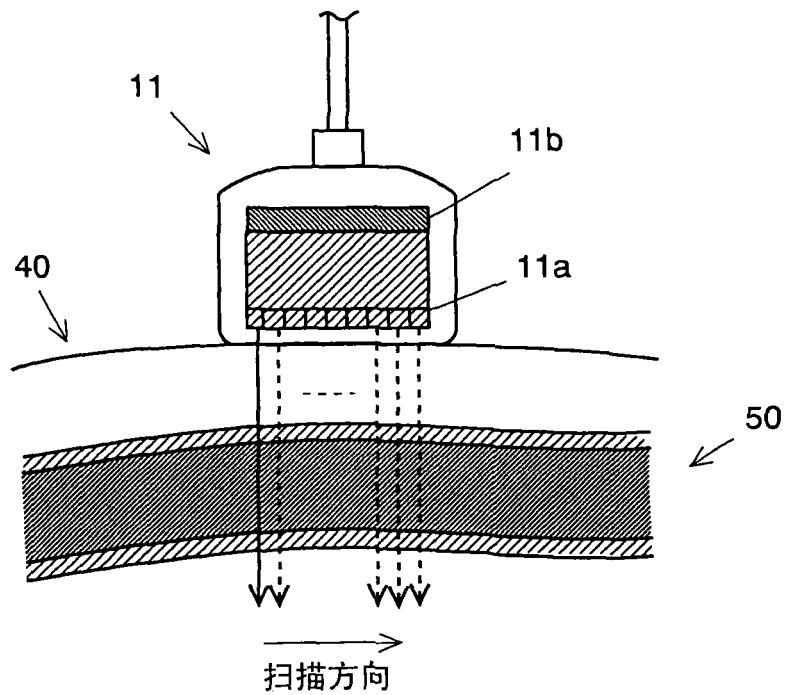


图 2

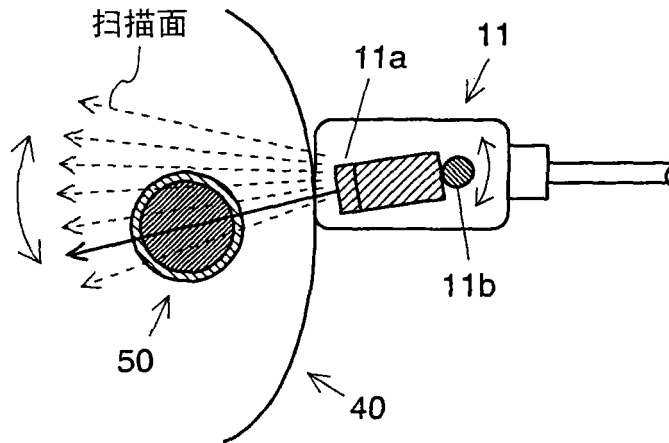


图 3

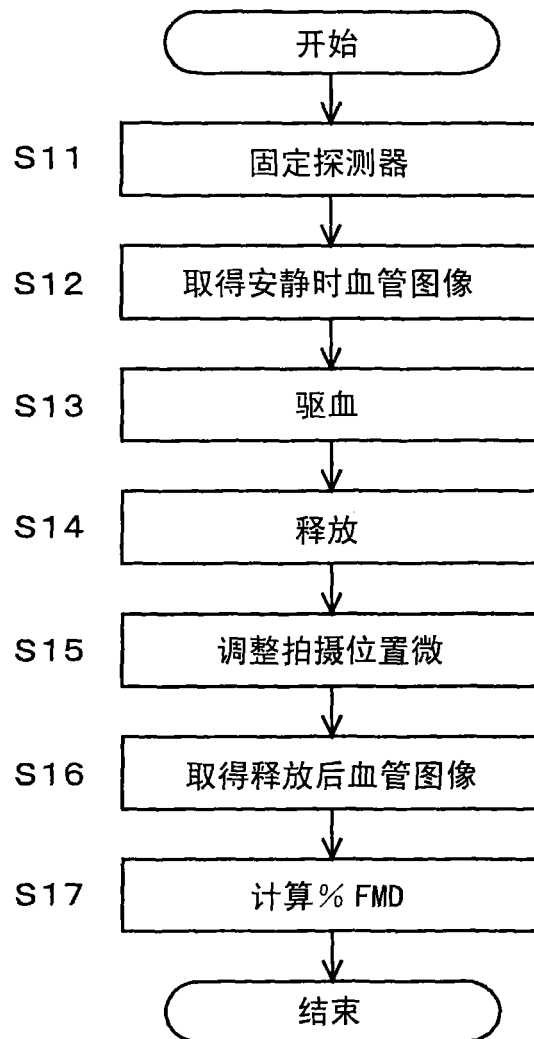


图 4

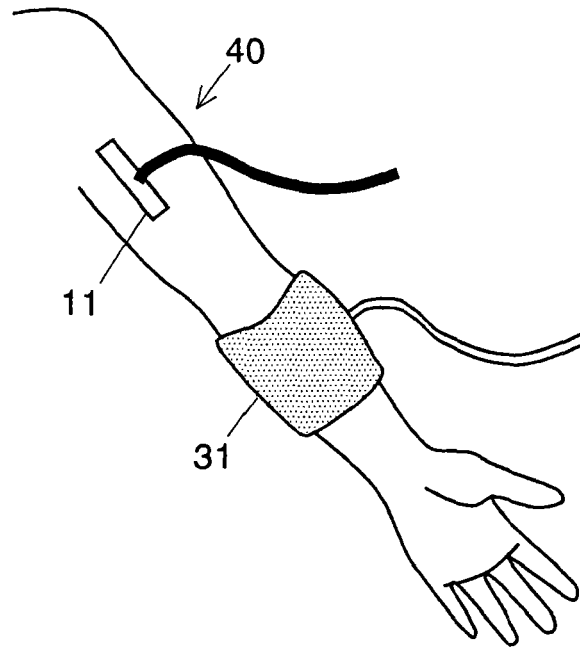


图 5

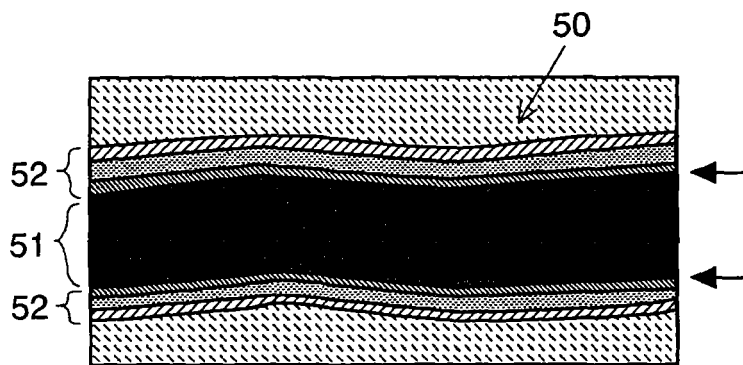


图 6

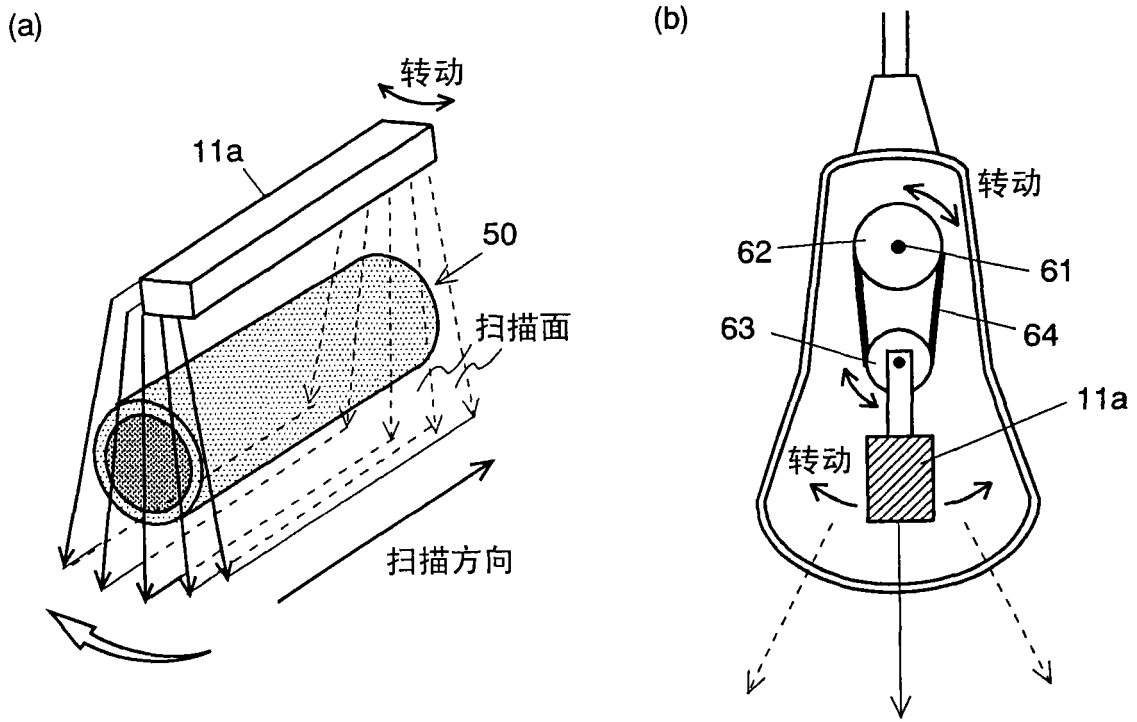


图 7

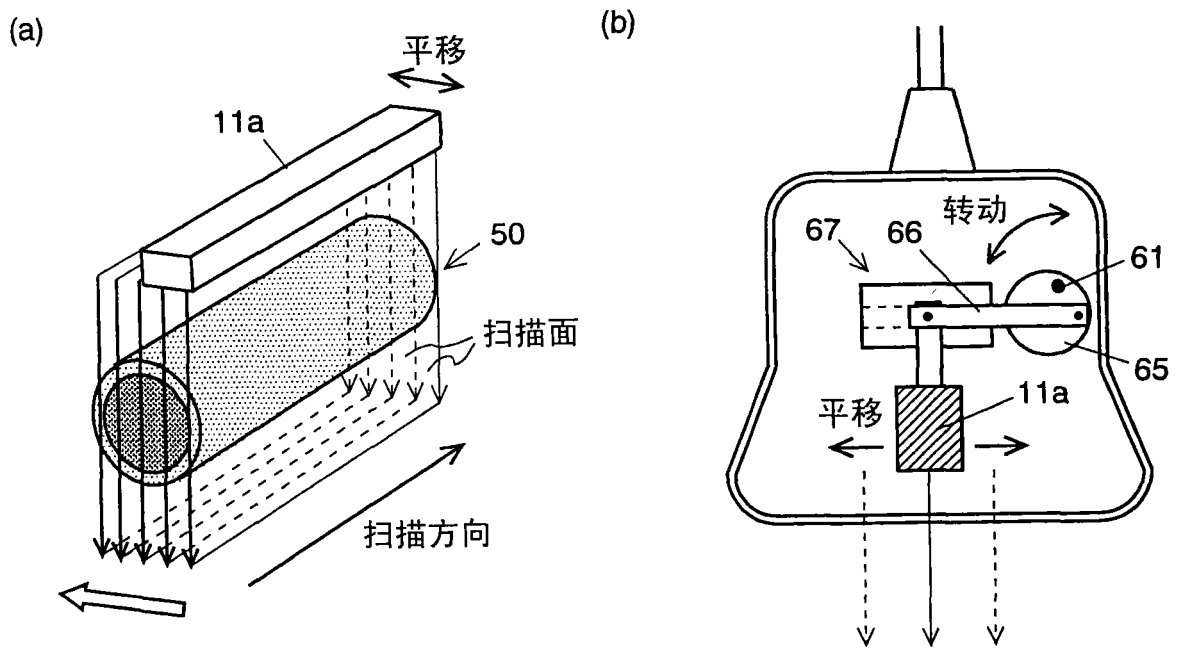
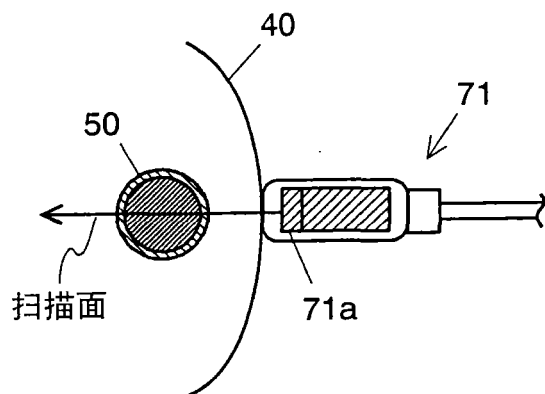
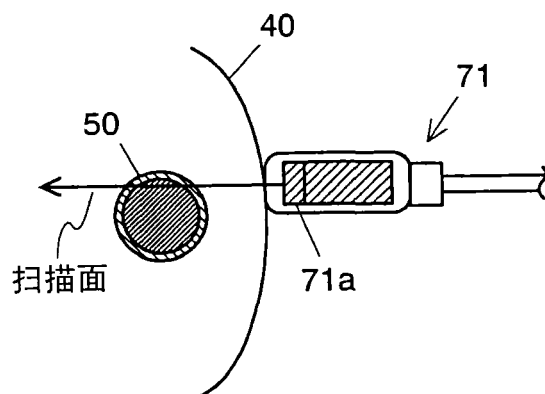


图 8

(a) 固定探测器位置



(b) 发生位置偏移



(c) 拍摄位置的微调

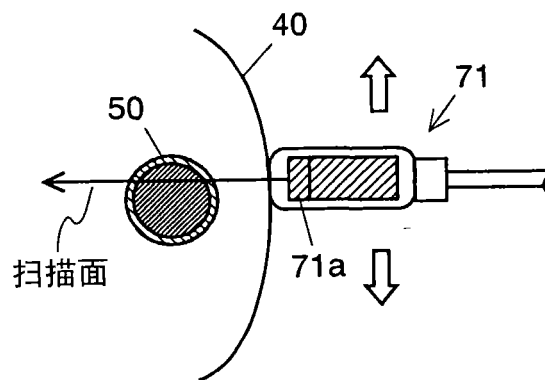


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101448462A	公开(公告)日	2009-06-03
申请号	CN200680054672.4	申请日	2006-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
[标]发明人	加藤润一 伊藤正男		
发明人	加藤润一 伊藤正男		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4483 G01S15/894 A61B8/0858 A61B8/13 A61B8/4461 A61B5/489 A61B8/06 A61B5/02007 G01S15/8945 A61B8/14		
代理人(译)	李贵亮		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，具备对血管的断层图像进行拍摄，并根据该图像测量血管径的血管径测量机构，其中设置：具有进行超声波束的扫描的超声波振动器(11a)，且该振动器能在与上述超声波束的扫描方向正交的方向上转动的超声波探测器(11)；使振动器(11a)以给定的间隔转动，并通过在各位置进行由振动器(11a)实施的超声波束的扫描，对多个截面中的上述血管(50)的断层图像进行拍摄的多个截面拍摄机构；根据所拍摄的各断层图像进行血管径的测量，对测量得到的结果进行比较，并将拍摄到表示最大血管径的图像的位置决定为最大血管径拍摄位置的拍摄位置决定机构；将上述振动器(11a)往由上述拍摄位置决定机构所决定的位置转动的最大血管径捕捉机构。由此，能省去手动修正因驱血释放时的急剧减压导致的探测器偏移的工作，能顺利进行%FMD测量。

