



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680055461.2

[43] 公开日 2009年8月5日

[11] 公开号 CN 101500490A

[22] 申请日 2006.8.4
 [21] 申请号 200680055461.2
 [86] 国际申请 PCT/JP2006/315502 2006.8.4
 [87] 国际公布 WO2008/015761 日 2008.2.7
 [85] 进入国家阶段日期 2009.1.23
 [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

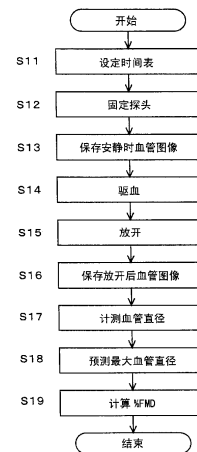
[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
 代理人 李贵亮

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 4 页

[54] 发明名称
 超声波诊断装置

[57] 摘要

超声波诊断装置中，时间表存储部(23)存储预先设定的保存图像的时间表。驱血组件(30)，向被检查者的上臂部加压后对上臂动脉进行驱血，经过规定的时间后，在解除驱血的同时，向控制部(17)发送减压开始信号。控制部(17)接收减压开始信号之后，在经过用时间表中指定的时间的时刻，将超声波图像保存到图像保存部(22)中。血管直径测定部(18)根据图像保存部(22)保存的安静时及解除驱血后的血管的超声波断层图像，计测血管直径，根据这些值，最大血管直径预测部(20)及%FMD 计算部(21)预测放开后最大血管直径及计算%FMD。这样，开始驱血后，能够不需要操作人员的辅助自动地执行从计测用图像的保存到%FMD的计算为止的动作，能够大幅度减少操作人员测定%FMD的麻烦。



1、一种超声波诊断装置，具备超声波图像生成单元，该单元对被检查者进行超声波的收发、根据获得的回波数据生成该被检查者的超声波图像，

所述超声波诊断装置，具有：

a) 时间表设定单元，该时间表设定单元设定记载有对所述超声波图像进行保存的时刻的时间表；

b) 图像保存单元，该图像保存单元在从发生了规定的触发信号的时刻起经过了由所述时间表中指定的时间后的时刻，将所述超声波图像作为图像文件保存。

2、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，所述图像保存单元，在所保存的所述超声波图像的文件名中附加一记号，以表示从所述触发信号的发生到该图像被保存为止的经过时间。

3、如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，进而具有：

c) 自动驱血单元，该自动驱血单元向被检查者的体表加压对成为诊断对象的血管进行驱血，经过规定时间后通过减压而解除驱血的同时，产生减压开始信号，

所述图像保存单元，将该减压开始信号作为触发信号而进行动作。

4、如权利要求 1~3 任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，进而具有：

d) 心率周期检出单元，该心率周期检出单元检出被检查者的心率周期，并发送与该心率周期同步的心率周期信号，

在与所述心率周期同步的时刻，进行由所述超声波图像生成单元的图像生成，或由所述图像保存单元的图像保存。

5、如权利要求 1~4 任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，进而具有：

e) 血管直径计测单元，该血管直径计测单元根据由所述图像保存单元保存的血管的超声波断层图像，计测血管直径；

f) %FMD 计算单元, 该%FMD 计算单元根据所述血管直径计测单元计算的安静时及驱血放开后的血管直径, 计算出%FMD 即上臂部血管直径的扩张度。

超声波诊断装置

技术领域

[0001]

本发明涉及超声波诊断装置，特别是宜于测量血管直径的超声波诊断装置。

背景技术

[0002]

由于动脉硬化是导致心绞痛·心肌梗塞等心脏病及脑梗塞等的原因，所以最好定期地进行检查。为了早期诊断这种动脉硬化作为非侵入式评价血管的柔软性的手法，利用超声波诊断装置的血流依存性血管扩张反应（Flow Mediated Dilatation: FMD）试验，已经广为人知（例如参照专利文献1）。

[0003]

所谓“血流依存性血管扩张反应”，是在伴随着血流的增大而产生的对于血管内皮而言的剪切应力的作用下，从血管内皮细胞中产生血管扩张因子——一氧化氮（NO）后，使血管直径扩张的反应。另外，所谓“血流依存性血管扩张反应试验”，是在一定时间内对前臂部驱血后一口气快速放开之际，计测上臂部血管直径的扩张度，用以下的公式定义表示作为该扩张度的%FMD。

[公式 1]

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

式中： D_0 表示驱血前的安静时的最大血管直径（以下称作“安静时最大血管直径”）， D_1 表示驱血放开后最大血管直径（以下称作“放开后最大血管直径”）。

[0004]

在进行上述血流依存性血管扩张反应试验（以下称作“%FMD 测定”）之际，首先将超声波探头贴住被检查者的上臂部，利用超声波扫描拍摄安静时的上臂动脉的断层图像。以规定的周期，更新通过超声波扫描获得的血管断层图像，在监视器上作为动画显示。接着，利用血压带向被检查者的前臂部加压，从而驱血一定时间，然后拍摄一下子快速放开的上臂动脉的断层图像。在这种一系列的摄像中取得的超声波图像，由 VCR（Video Cassette Recorder: 视频盒式记录器）保存，结束摄像后，操作者再生被该 VCR 记录的动画像，选择对于上述安静时最大血管直径及驱血放开后最大血管直径的计测而言适当的图像。然后，通过图像解析，测量各图像中描绘的血管直径，根据获得的安静时最大血管直径 D_0 及放开后最大血管直径 D_1 的值，计算出 %FMD。

[0005]

专利文献 1：JP 特开 2003-180690 号公报（[0002]）

[0006]

如上所述，在测量 %FMD 中，存在着操作者必须在结束摄像后，再生由该 VCR 记录的图像，选择对于血管直径的计测而言适当的图像这一麻烦的作业。进而，在测量 %FMD 中，为了排除心率对血管直径变化的影响，通常只将与心跳周期的 R 波同步的图像即血管扩张期取得的超声波图像作为计测对象使用。因此，在进行上述那种摄像之际，需要在进行超声波扫描的同时，还要利用心电图仪检出心跳周期，在结束摄像后，一边参照该超声波图像和被 VCR 记录的心电波形，一边选择对于上述安静时最大血管直径 D_0 及驱血放开后最大血管直径 D_1 的计测而言适当的图像，选择作业相当麻烦。

[0007]

另外，在保存利用上述 VCR 记录的一系列的图像时，因为没有记录驱血放开时刻（即减压开始时刻），所以为了知道测量用选择的图像是驱血放开之后几秒取得的，操作人员必须在摄像时记录减压开始时刻，根据它计算出减压开始后的经过时间。

[0008]

另外，通常在求出放开后最大血管直径 D_1 之际，计测安静时的血管直径及驱血放开后的多个时刻的血管直径，根据获得的多个测定值，预测放开后最大血管直径 D_1 的值。可是，这种最大血管直径的预测及其后的 %FMD 的计算，需要利用和所述超声波诊断装置另外设置的计算机进行，所以作业效率不高。

发明内容

[0009]

本发明就是针对上述情况研制的，其目的在于提供能够简便而且容易地测量 %FMD 的超声波诊断装置。

[0010]

为了达到上述目的，本发明的超声波诊断装置，其特征在于：在具备对被检查者进行超声波的收发、根据获得的回波数据生成该被检查者的超声波图像的超声波诊断装置中，具有：时间表设定单元，该时间表设定单元设定记述保存所述超声波图像的時刻的时间表；图像保存单元，该图像保存单元在从发生了规定的触发信号的時刻起经过用所述时间表指定的时间后的時刻，将所述超声波图像作为图像文件保存。

[0011]

在这里，所述图像保存单元，具备在保存的所述超声波图像的文件名上附加表示从所述触发信号的发生到该图像被保存为止的经过时间的记号的功能。

[0012]

作为触发信号，例如能够利用操作超声波诊断装置本体设置的规定的键及按钮等产生的信号。这时，操作人员与利用所述血压带的驱血放开的時刻一致，操作该键等，执行遵照时间表的图像保存。

[0013]

另外，还可以采用设置向被检查者的体表加压后往成为诊断对象的血管驱血，经过规定时间后减压，在解除驱血的同时，产生减压开始信号的自动驱血单元，将该减压开始信号作为所述触发信号利用的结构。

[0014]

进而，本发明的超声波诊断装置，最好具备心率周期检出单元，该心率周期检出单元检出被检查者的心率周期，发送与该心率周期同步的心率周期信号；在与所述心率周期同步的时刻，利用所述超声波图像生成单元生成图像，或利用所述图像保存单元保存图像。

[0015]

另外，本发明的超声波诊断装置，最好进而具有：血管直径计测单元，该血管直径计测单元根据所述图像保存单元保存的血管的超声波断层图像，计测血管直径；%FMD 计算单元，该%FMD 计算单元根据该血管直径计测单元计算的安静时及驱血放开后的血管直径，计算出%FMD。

[0016]

采用具有上述结构的本发明的超声波诊断装置后，因为在驱血放开后，在预先指定的规定的时刻保存声波断层图像（静止图像），所以能够省略操作人员如现有技术那样选择对于安静时最大血管直径及驱血放开后最大血管直径的计测而言适当的图像的麻烦。进而，采用给图像文件的文件名上附加表示经过时间的记号的结构后，以后观察图像时也能够很容易地知道是在哪种状况下取得的图像，有利于诊断。

[0017]

另外，采用具备心率周期检出单元、在与被检查者心率周期同步的时刻生成或保存超声波图像的结构时，由于能够根据始终与相同的心脉相位（cardiac phase）对应的超声波图像计测血管直径，所以能够排除脉动对血管直径变化的影响，实现可靠性更高的诊断。

[0018]

另外，采用设置上述哪种自动驱血单元、将该自动驱血单元产生的减压开始信号作为触发信号利用的结构时，能够使自动驱血单元和图像保存单元连动，开始驱血后，操作人员不需动手就能够自动地保存计测用图像。

[0019]

进而，如上所述，采用具备血管直径计测单元及%FMD 计算单元的结构时，开始驱血后，操作人员不需动手就能够自动地执行从保存计测用图像起到计算出血管直径及%FMD 为止的动作，能够简便地进行以前非常麻烦的%FMD 测定。

附图说明

[0020]

图 1 表示本发明的一个实施例涉及的超声波诊断装置的简要结构的方框图。

图 2 表示使用该实施例的超声波诊断装置的%FMD 测定的步骤的流程图。

图 3 表示该实施例的超声波诊断装置中的时间表设定窗口的一个例子的图形。

图 4 表示将实施例的超声波诊断装置涉及的超声波探头贴住安被检查者的上臂部的状态的示意图。

图 5 表示上臂动脉的轴方法断层图像的一个例子的图形。

图中

[0021]

10—超声波诊断装置本体；11—超声波探头；12—收发控制部；13—超声波信号处理部；14—显示处理部；15—监视器；16—输入部；17—控制部；18—血管直径测定部；19—测定结果存储部；20—最大血管直径预测部；21—%FMD 计算部；22—图像保存部；23—时间表存储部；30—驱血组件 (Avascularization Unit)；31—血压带 (Cuff)；32—通气管；33—压缩泵；34—驱血控制部；40—心率周期检出组件；41—心电检出传感器；42—心脏周期信号取得部；70—上臂动脉；71—血管内腔；72—血管壁。

具体实施方式

[0022]

下面，参照附图，讲述旨在实施本发明的最佳的方式。图 1 表示本实施方式的超声波诊断装置的简要结构。

[0023]

超声波探头 11，是在向被检查者的体内发送超声波的同时，还接收被检查者的体内反射的超声波后变换成电信号的部件，收发控制部 12，控制该超声波探头 11 产生的超声波束的扫描。

[0024]

超声波探头 11 输出的反射超声波的电信号，输入超声波信号处理部 13。超声波信号处理部 13 对该电信号，进行整相加法、放大调整、对数压缩等适合于图像显示的数据处理。处理后的图像数据，由超声波信号处理部 13 向显示处理部 14 输出。在显示处理部 14 中，根据图像数据生成旨在监视器 15 上显示的电信号，将该电信号向监视器 15 输出。以规定的周期，反复进行到此为止的动作，在监视器 15 上作为动画显示超声波图像。该超声波图像，能够按照操作人员的指令，保存到由硬盘等存储装置构成的图像保存部 22 中。另外，还能够使时间表存储部 23 存储记述了保存图像的時刻的时间表，按照该时间表，自动地使图像保存部 22 保存超声波图像。

[0025]

血管直径测定部 18 是对图像保存部 22 保存的血管的断层图像，采用规定的图像分析算法，检出血管壁及计测该血管壁之间的距离，从而导出血管直径的部件。测定结果存储部 19 是存储血管直径测定部 18 的测定结果的部件，最大血管直径预测部 20 根据测定结果存储部 19 存放的多个测定值，预测放开后最大血管直径。根据以上获得的放开后最大血管直径 D_1 及安静时最大血管直径 D_0 的值，在 %FMD 计算部 21 中计算出 %FMD 的值。

[0026]

上述各部被由 CPU 等构成的控制部 17 控制，由旨在供操作人员输入设定或指令等的鼠标或跟踪球等指令器件及键盘等构成的输入部 16，与该控制部 17 连接。

[0027]

进而，所述控制部 17 还与旨在向被检查者的上臂动脉驱血的驱血组件 30 及旨在检出被检查者的心率周期的心率周期检出组件 40 连接。驱血组件 30，具备缠绕在被检查者的前臂部上使用的血压带 31、向血压带 31 输送空气的通气管 32 及压缩泵 33、控制它们的动作的驱血控制部 40。在压缩泵 33 中，设置着旨在排出空气的电磁阀，解除驱血时，打开该电磁阀，与此同时还向超声波诊断装置本体 10 的控制部 17 输出告知血压带 31

开始减压的信号（以下称作“减压开始信号”）。进而，通过超声波诊断装置本体 10 设置的输入部 16，能够将来自操作人员的指令输入驱血控制部 34。

[0028]

心率周期检出组件 40，由心电检出传感器 41 和心脏周期信号取得部 42 构成。心电检出传感器 41，是检出被检查者的心电的部件，安装在被检查者的心脏附近的体表面上。在心电检出传感器 41 中，能够使用测量心电图用的现有的传感器。心电检出传感器 41 输出的心电检出信号，输入心脏周期信号取得部 42。心脏周期信号取得部 42 根据输入的心电检出信号，计算心脏周期，向超声波诊断装置本体 10 的控制部 17 发送信号（心脏周期信号）。在这里，心脏周期信号例如可以发送与心电图同步的正旋波信号及心脏周期的特定的相位中的脉冲状的信号等。

[0029]

接着，使用图 2 的流程图，讲述使用了本实施方式的超声波诊断装置的 %FMD 测定的步骤。

[0030]

（1）设定时间表（步骤 S11）

操作人员用输入部 16 进行规定的操作后，在监视器 15 上显示图 3 所示的那种时间表设定窗口。该时间表设定窗口，是设定将安静时最大血管直径计测用的图像（以下称作“安静时血管图像”）及放开后最大血管直径计测用的图像（以下称作“放开后血管图像”）保存到图像保存部 22 中之际的条件的部件，点击该窗口内设置的标记 51、52，能够切换安静时血管图像保存用的设定画面和放开后血管图像保存用的设定画面（图中显示放开后血管图像保存用的设定画面）。放开后血管图像保存用的设定画面，由 ECG 同步设定栏 53、调出数据选择栏 54 及时间表设定栏 55 构成。

[0031]

在 ECG 同步设定栏 53 中，能够选择是否保存与利用上述心电检出传感器 41 获得的心脏周期信号同步的图像。选择“开”时，只将规定的动脉相位（通常为 R 波）中的超声波图像保存到图像保存部 22 中；选择“关”时，与心脉相位无关地保存图像。时间表设定栏 55 是设定保存图像的时

刻的部件，操作人员在从下拉菜单 56 中选择要保存的图像的数量（到最大 12 为止）的同时，还按照该图像的数量，向 #1～#12 栏中输入开始减压几秒后保存图像。此外，在时间表设定栏 55 中，除了使用输入部 16 设置的键盘等输入数值外，还可以用调出数据选择栏 54 选择“上一个数据（上次使用的时间表）”、“既定值 1”、“既定值 2”、“测定投入 NTG(硝化甘油)后的血管直径的变化率之际的时间表”，读出现有的时间表。另外，结束向各栏的输入后，点击“保存”按钮 57 后，就可以保存这些设定，在以后的测定时，能够按照需要调出后使用。安静时血管图像保存用的设定画面，只设置和上述同样的 ECG 同步设定栏 53。

[0032]

用时间表设定窗口进行的输入结束后，操作人员点击“OK”按钮 58，时间表设定窗口就结束，这些设定被时间表存储部 23 存储。

[0033]

(2) 固定探头（步骤 S12）

接着，将心电检出传感器 41 安装到被检查者的胸部上，在前臂部上缠绕血压带 31，安静 15 分钟后，将探头 11 贴住上臂部 60 的规定位置（图 4）。这时，使探头 11 的振子阵列的排列方向（即超声波束的扫描方向）与臂的轴方向平行。接着，利用探头 11 进行超声波束的扫描，在监视器 15 上描绘图 5 所示的那种上臂动脉 70 的断层图像。操作人员一边在监视器 15 上确认该图像，一边用手一点点地移动探头 11 的位置及角度，从而找出描绘的血管 70 的直径成为最大的位置，然后用固定器具（未图示）固定探头 11，使其在该位置不动。

[0034]

(3) 保存安静时血管图像（步骤 S13）

在上述状态下拍摄超声波图像，操作人员用输入部 16 进行规定的操作后，控制部 17 就在与心脏周期信号取得部 42 发送的心脏周期信号对应的时刻保存图像（将 ECG 同步作为“开”时）。就是说，操作人员下达指令后，在与最初的 R 波对应的时刻保存图像，存放到图像保存部 22 中。将 ECG 同步作为“关”时，与心脉相位无关，在接收操作人员的指令的时刻保存超声波图像。此外，操作人员可以多次进行上述规定的操作，保

存多张安静时血管图像。

[0035]

(4) 驱血 (步骤 S14) 及放开 (步骤 S15)

结束保存安静时血管图像后, 操作人员用输入部 16 进行规定的操作, 开始利用血压带 31 向上臂动脉驱血。在驱血组件 30 中, 驱血控制部 34 控制压缩泵 33, 向缠绕在被检查者的前臂部的血压带 31 中压送空气, 血压带压达到 250mmHg 时, 停止供给空气。然后经过 5 分钟, 驱血控制部 34 打开压缩泵 33 上设置的电磁阀, 排出空气, 一下子减压。这时, 伴随着电磁阀的打开, 驱血控制部 34 向超声波诊断装置本体 10 的控制部 17 发送减压开始信号。

[0036]

(5) 保存放开后血管图像 (步骤 S16)

上述减压开始信号输入控制部 17 后, 控制部 17 就参照上述时间表存储部 23 存储的时间表, 从接收该减压开始信号的時刻起, 每当经过用该时间表指定的规定的时间, 就将超声波图像作为图像文件保存到图像保存部 22 中。例如设定图 3 所示的那种时间表时, 接收减压开始信号的 20 秒后, 保存第 1 张 R 波同步图像, 然后各隔 10 秒保存 11 张 R 波同步图像。这时, 使生成的各图像文件的文件名的一部分包含表示保存该图像的時刻的记号 (即开始减压后的经过时间)。在用上述时间表指定的所有時刻 (在这里为经过时间 #1~#12 的 12 点) 中的超声波图像的保存完毕的時刻, 结束超声波扫描。此外, 最好在超声波图像上重叠显示接收减压开始信号后, 从开始减压起经过了几秒, 和超声波图像一起保存该经过时间。

[0037]

(6) 计测血管直径 (步骤 S17)

结束拍摄后, 将图像保存部 22 保存的各图像文件发送给血管直径测定部 18。在血管直径测定部 18 中, 对于图像保存部 22 保存的安静时血管图像及放开后血管图像的每一个图像数据 (各像素的亮度值), 根据其亮度分布, 检出血管内腔 71 和 2 个血管壁 (到皮肤近的一侧和远的一侧) 72 的交界位置 (图 5 由箭头表示的部位), 将两交界位置之间的距离, 作为血管直径测定。对于各图像获得的测定值, 被测定结果存储部 19 存储。

检出这种血管壁及计测血管直径，例如可以使用众所周知的算法。

[0038]

(8) 预测放开后最大血管直径(步骤 S18)及计算%FMD(步骤 S19)
对所有的图像而言的血管直径的计测结束后，从测定结果存储部 19 中读出安静时及驱血放开后的经过时间#1~#12 中的血管直径的测定值，根据这些值，进行回归分析，从而预测放开后最大血管直径 D1 的值。然后，使用该 D1 的值及计测结果存储部存储的安静时最大血管直径 D0 的值，利用上述公式(1)，计算出%FMD，在监视器 15 上显示其结果。

[0039]

综上所述，采用本实施方式的超声波诊断装置后，预先设定时间表，保存安静时血管图像，然后开始利用血压带进行驱血后，不需要操作人员的辅助自动地执行保存放开后血管图像、计测血管直径、预测放开后最大血管直径及计算%FMD，所以能够减少操作人员测定%FMD 的麻烦，简便而且容易地测定。另外进而，由于给图像保存部保存的图像数据的文件名附加表示各图像是在开始减压后经过了几秒的时刻取得的数据的记号，所以以后看该图像文件时，也能一下子就知道是在哪种情况下取得的图像。

[0040]

以上，使用实施例，讲述了旨在实施本发明的最佳的方式。但本发明并不局限于上述实施例，在本发明的宗旨的范围内可以进行多种变更。例如本发明的超声波诊断装置，最好如上述实施例那样，采用可以用一台装置执行从超声波图像的拍摄到%FMD 计算为止的结构。但并不局限于此，例如作为可以执行上述步骤 S11~S17 的装置，对于步骤 S18、S19，可以由在该超声波诊断装置之外另行设置的个人用计算机等执行。

[0041]

此外，本发明的超声波诊断装置，除了能够用于上述那种测量%FMD 以外，例如还能够用于测量血管硬化度的指标——硬度参数 β 等。这时，因为需要在进行超声波扫描的同时测量血压，所以作为上述驱血组件，使用具备血压测量功能的部件。

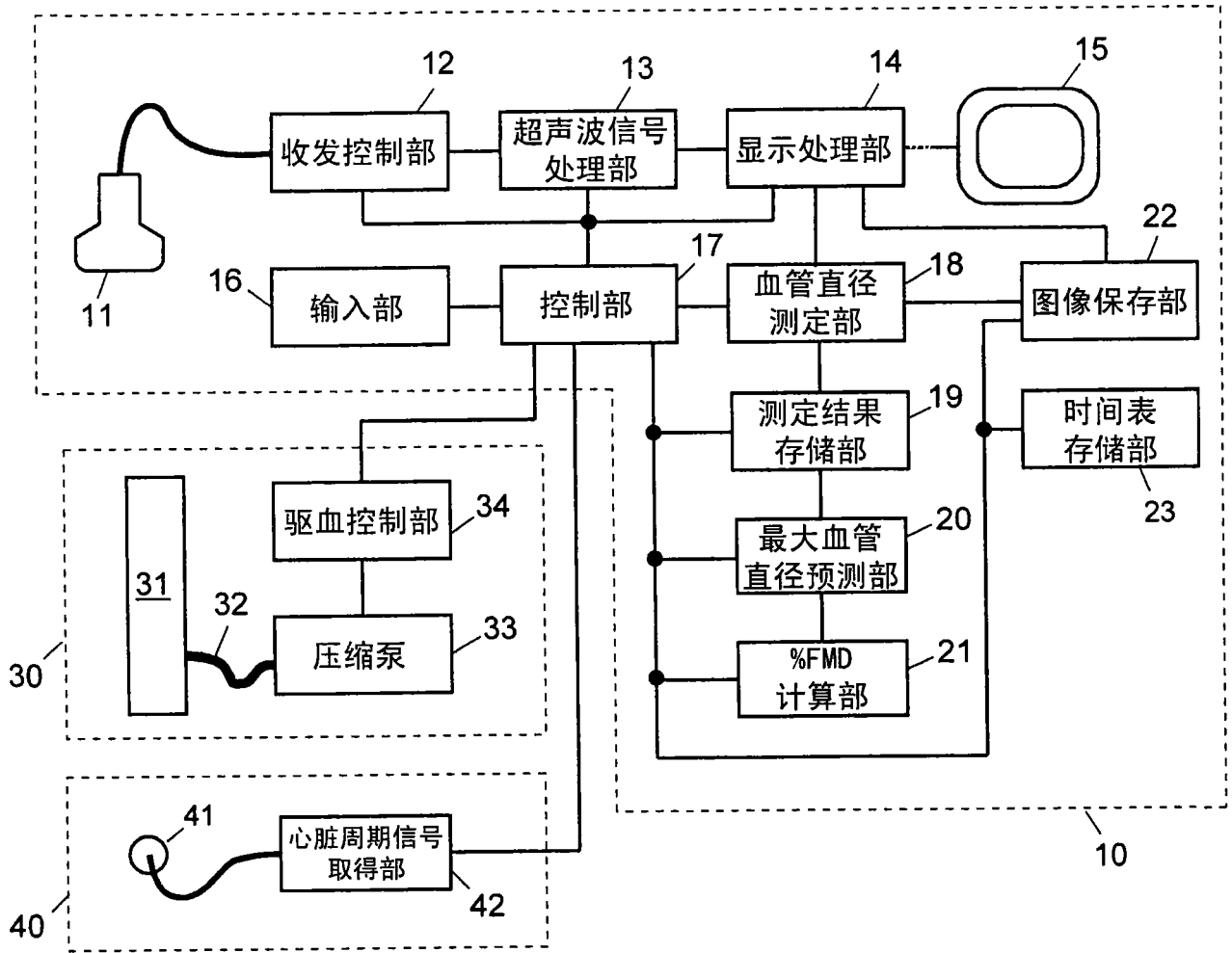


图 1

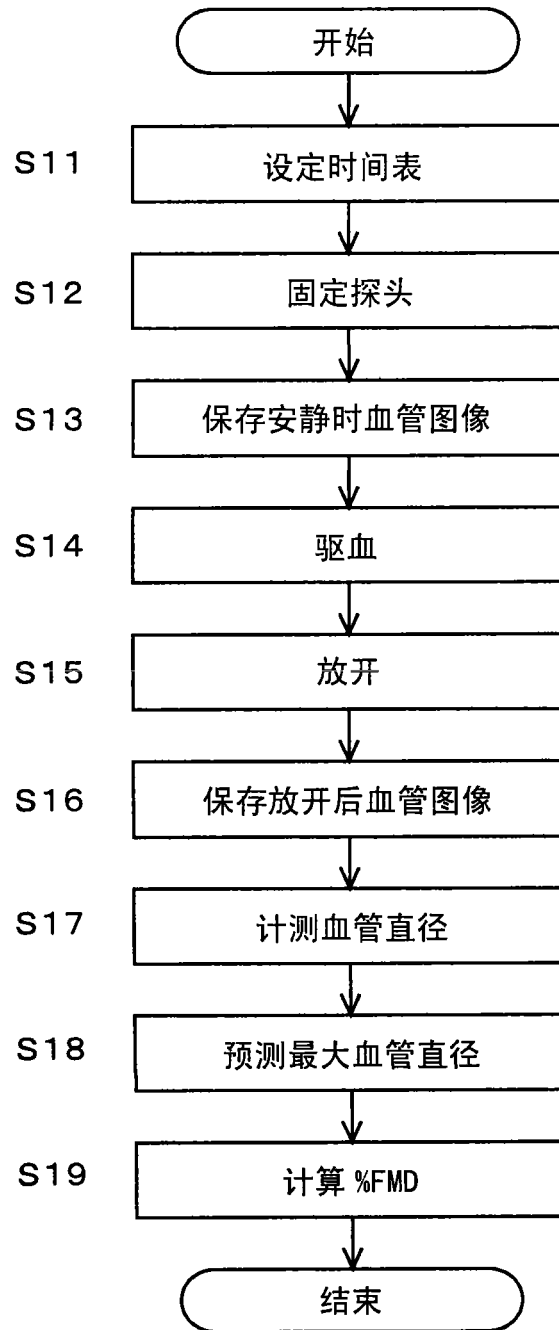


图 2

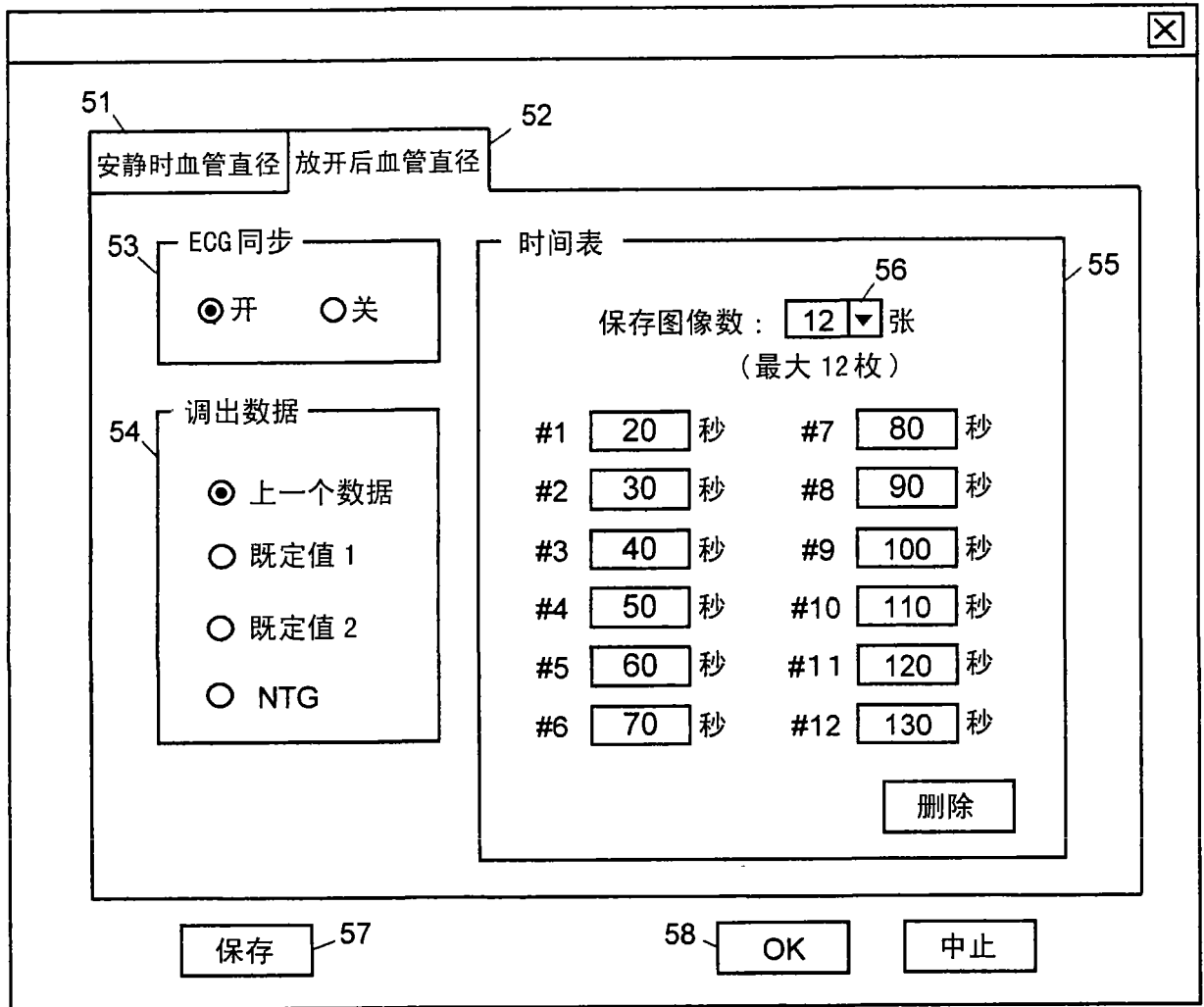


图 3

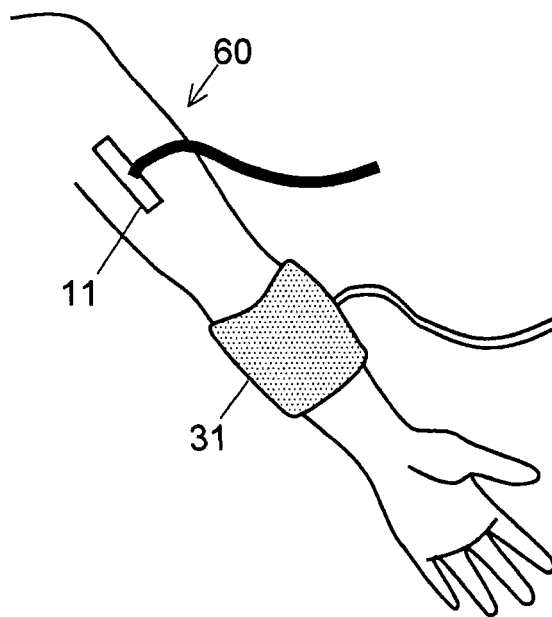


图 4

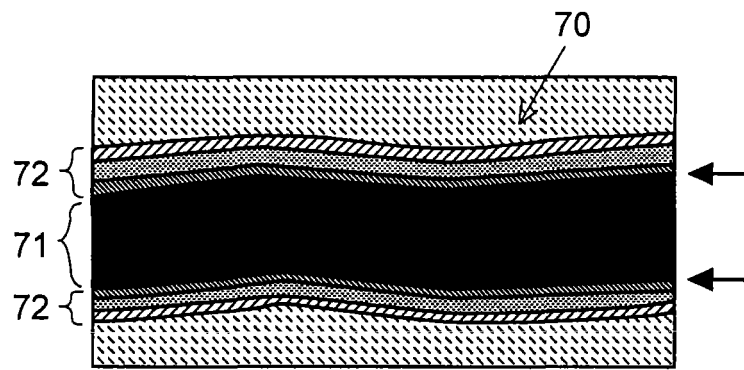


图 5

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN101500490A | 公开(公告)日 | 2009-08-05 |
| 申请号 | CN200680055461.2 | 申请日 | 2006-08-04 |
| [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 | | |
| 代理人(译) | 李贵亮 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

超声波诊断装置中，时间表存储部(23)存储预先设定的保存图像的时间表。驱血组件(30)，向被检查者的上臂部加压后对上臂动脉进行驱血，经过规定的时间后，在解除驱血的同时，向控制部(17)发送减压开始信号。控制部(17)接收减压开始信号之后，在经过用时间表中指定的时间的时刻，将超声波图像保存到图像保存部(22)中。血管直径测定部(18)根据图像保存部(22)保存的安静时及解除驱血后的血管的超声波断层图像，计测血管直径，根据这些值，最大血管直径预测部(20)及%FMD计算部(21)预测放开后最大血管直径及计算%FMD。这样，开始驱血后，能够不需要操作人员的辅助自动地执行从计测用图像的保存到%FMD的计算为止的动作，能够大幅度减少操作人员测定%FMD的麻烦。

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

..... (1)