



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109561881 A

(43)申请公布日 2019.04.02

(21)申请号 201780031382.6

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

(22)申请日 2017.05.22

利商标事务所 11038

(30)优先权数据

代理人 邓宗庆

2016-106841 2016.05.27 JP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/019092 2017.05.22

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/204176 JA 2017.11.30

(71)申请人 尤奈克斯公司

地址 日本爱知县

(72)发明人 益田博之 原田亲男 塚原弘政

铃木英范

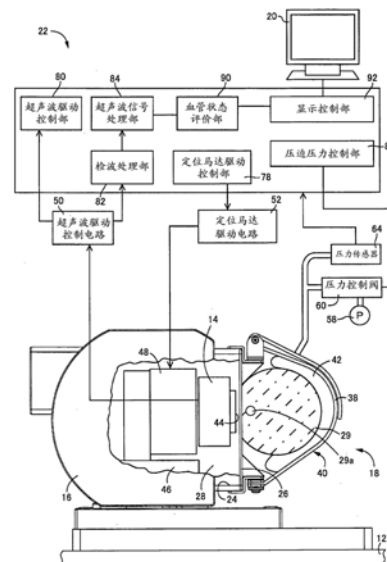
权利要求书1页 说明书12页 附图8页

(54)发明名称

超声波截面图像测定装置

(57)摘要

提供一种具有生物体压迫装置的超声波截面图像测定装置,该生物体压迫装置能够在被生物体压迫装置压迫的部位测定与对生物体的压迫压力的变化对应的生物体内的脏器的截面图像。具备超声波截面图像测定装置,其包括:包括超声波透过板材(26)的环状的压迫带(40);具有被超声波透过板材(26)关闭的开口并且填充有油(28)密闭容器(16);收纳于密闭容器(16)内并通过超声波透过板材(26)在其与上臂动脉(29a)之间收发超声波的超声波探针(14);以及基于超声波探针(14)接收到的超声波信号来生成超声波截面图像的超声波信号处理部(84)。由此,准确地获得被生物体压迫装置(18)压迫的上臂(29)内的截面图像。



1. 一种超声波截面图像测定装置,测定与对生物体的压迫压力的变化对应的所述生物体内的超声波截面图像,其特征在于,具有:

生物体压迫装置,该生物体压迫装置具有用于卷绕在所述生物体的一部分上并勒紧所述生物体的一部分的环状的压迫带、能够在所述压迫带的一部分上与所述生物体的一部分紧贴地设置的能够透过超声波的超声波透过板材、以及调节所述压迫带的张力而使所述超声波透过板材对所述生物体的一部分的压迫压力变化的促动器;

容器,该容器具有被所述超声波透过板材堵塞的开口,并且填充有液体;

超声波探针,该超声波探针收纳于所述容器内,通过所述超声波透过板材在该超声波探针与所述生物体的一部分之间收发超声波;以及

控制装置,该控制装置基于所述超声波探针接收到的超声波信号来生成所述超声波截面图像。

2. 如权利要求1所述的超声波截面图像测定装置,其特征在于,

所述控制装置基于所述超声波截面图像来改变所述生物体压迫装置对所述生物体的一部分的压迫压力。

3. 如权利要求1或2所述的超声波截面图像测定装置,其特征在于,

所述控制装置在进行所述生物体的血管扩张反应的测定时,基于所述超声波截面图像,以在所述生物体的一个脉波周期的一部分中所述生物体内的动脉被压扁的状态的脉搏持续规定数量的方式,控制所述生物体压迫装置对所述生物体的一部分的压迫压力。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的超声波截面图像测定装置,其特征在于,

所述控制装置基于所述超声波截面图像,以在所述生物体的一个脉波周期内所述生物体内的动脉被压扁的脉搏持续规定数量的方式,控制所述生物体压迫装置对所述生物体的一部分的压迫压力,由此在对所述生物体内的动脉施加剪切应力,在此之后,释放基于所述生物体压迫装置的压迫,并基于所述超声波截面图像来计算所述生物体内的动脉的扩径比例。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的超声波截面图像测定装置,其特征在于,

所述控制装置根据基于所述超声波截面图像的所述生物体内的血管的形状变化与基于所述压迫装置的压迫压力的变化的比例,计算并输出表示所述生物体内的血管的硬度的指标。

6. 如权利要求1至5中任一项所述的超声波截面图像测定装置,其特征在于,

所述控制装置在向所述生物体内的血管进行穿刺之前,基于使所述压迫装置的压迫压力增加而压扁所述血管,从而判定所述血管为静脉。

## 超声波截面图像测定装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种具有生物体压迫装置的超声波图像测定装置,该生物体压迫装置能够测定与来自生物体压迫装置的压迫压力的变化对应的生物体内的管状脏器的截面图像。

### 背景技术

[0002] 关于生物体内的脏器,研究了通过在超声波截面图像中测定来自外部的规定的压迫压力下的变形量而进行脏器的判别、诊断等的可能性,在生物体的诊断等的领域中期望,一边使基于生物体压迫装置的压迫变化一边由超声波图像测定生物体内的脏器生物体内的动脉、静脉等管状脏器的截面形状。

[0003] 在专利文献1中公开了如下超声波截面图像测定装置:其将由压电陶瓷等构成的多个超声波振子(超声波振荡器)排列成一列的超声波阵列收容在液封的容器内,在使该容器的底面与生物体紧贴的状态下,使所述超声波阵列在短轴方向上直线地往复移动,从而能够取得生物体内的脏器的超声波截面图像。

[0004] 由此,能够在与生物体(乳房)紧密接触的状态下由生物体内的超声波截面图像取得生物体内的肿瘤的存在的可能性。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开2008-80093号公报

### 发明内容

[0008] 发明所要解决的课题

[0009] 但是,在上述专利文献1所记载的超声波图像测定装置中,不具备对生物体施加压迫压力的生物体压迫装置,难以在被生物体压迫装置压迫的部位准确地测定与对生物体的压迫压力的变化对应的生物体内的脏器的截面图像。

[0010] 本发明是以以上的情况为背景而完成的,其目的在于提供一种具有生物体压迫装置的超声波截面图像测定装置,该生物体压迫装置能够在被生物体压迫装置压迫的部位测定与对生物体的压迫压力的变化对应的生物体内的脏器的截面图像。

[0011] 本发明人以以上的情况为背景进行了各种研究后发现,在用于卷绕在生物体的一部分上并勒紧该生物体的一部分的环状的压迫带的一部分,设置能够透过超声波的超声波透过板材,当通过该超声波透过板材从超声波探针向生物体内收发超声波时,能够取得与压迫压力的变化对应的生物体内的脏器的超声波截面图像的形状。本发明是基于这样的认识而完成的。

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 即,第一发明的主旨在于,(a)测定与对生物体的压迫压力的变化对应的所述生物体内的超声波截面图像的超声波截面图像测定装置,具有:(b)生物体压迫装置,该生物体

压迫装置具有用于卷绕在所述生物体的一部分上并勒紧所述生物体的一部分的环状的压迫带、能够在所述压迫带的一部分上与所述生物体的一部分紧贴地设置的能够透过超声波的超声波透过板材、以及调节所述压迫带的张力而使所述超声波透过板材对所述生物体的一部分的压迫压力变化的促动器；(c) 容器，该容器具有被所述超声波透过板材堵塞的开口，并且填充有液体；(d) 超声波探针，该超声波探针收纳于所述容器内，通过所述超声波透过板材在该超声波探针与所述生物体的一部分之间收发超声波，以及(e) 控制装置，该控制装置基于所述超声波探针接收到的超声波信号来生成所述超声波截面图像。

[0014] 第二发明的主旨在于，所述控制装置基于所述超声波截面图像来改变所述生物体压迫装置对所述生物体的一部分的压迫压力。

[0015] 第三发明的主旨在于，所述控制装置在进行所述生物体的血管扩张反应的测定时，基于所述超声波截面图像，以在所述生物体的一个脉波周期的一部分中所述生物体内的动脉被压扁的状态的脉搏持续规定数量方式，控制所述生物体压迫装置对所述生物体的一部分的压迫压力。

[0016] 第四发明的主旨在于，所述控制装置基于所述超声波截面图像，以在所述生物体的一个脉波周期内所述生物体内的动脉被压扁的脉搏持续规定数量的方式控制所述生物体压迫装置对所述生物体的一部分的压迫压力，由此在对所述生物体内的动脉施加剪切应力，在此之后，释放基于所述生物体压迫装置的压迫，并基于所述超声波截面图像来计算所述生物体内的动脉的扩径比例。

[0017] 第五发明的主旨在于，所述控制装置根据基于所述超声波截面图像的所述生物体内的血管的形状变化与基于所述压迫装置的压迫压力的变化的比例，计算并输出表示所述生物体内的血管的硬度(刚度)的指标。

[0018] 第六发明的主旨在于，所述控制装置在向所述生物体内的血管进行穿刺之前，基于使所述压迫装置的压迫压力增加而压扁所述血管，从而判定所述血管为静脉。

[0019] 发明效果

[0020] 第一发明是(a)测定与对生物体的压迫压力的变化对应的所述生物体内的脏器的超声波截面图像的超声波截面图像测定装置，包括：(b)生物体压迫装置，该生物体压迫装置具有用于卷绕在所述生物体的一部分上并勒紧所述生物体的一部分的环状的压迫带、能够在所述压迫带的一部分上与所述生物体的一部分紧贴地设置的能够透过超声波的超声波透过板材、以及调节所述压迫带的张力而使所述超声波透过板材对所述生物体的一部分的压迫压力变化的促动器；(c)容器，该容器具有被所述超声波透过板材堵塞的开口，并且填充有液体；(d)超声波探针，该超声波探针收纳于所述容器内，通过所述超声波透过板材在该超声波探针与所述生物体的一部分之间收发超声波，以及(e)控制装置，该控制装置根据所述超声波探针接收到的超声波信号生成所述超声波截面图像，因此，能够准确地得到由所述生物体压迫装置压迫的所述生物体内的截面图像。即，由于所述生物体的一部分被所述环状的压迫带固定，因此能够避免身体运动的影响，并且，由于所述生物体压迫装置的超声波透过板材对生物体内的压迫部位与利用超声波探针并通过超声波透过板材而得到的生物体内的截面图像的位置一致，因此能够准确地得到与基于生物体压迫装置的压迫压力相对的生物体内的截面图像的形状。

[0021] 根据第二发明，所述控制装置基于所述超声波截面图像使所述生物体压迫装置对

所述生物体的一部分的压迫压力变化,因此能够以使超声波截面图像中的生物体内的血管为所期望的形状的方式使压迫压力变化。例如,所述控制装置能够基于所述血管的截面形状来判定所述血管被压扁成压平状态即平坦形状的状态,以使一拍的脉波周期的一部分或全部处于压扁状态内的方式,使所述生物体压迫装置对所述生物体的一部分的压迫压力变化。

[0022] 根据第三发明,通过所述控制装置,在所述生物体的血管扩张反应的测定时,基于所述超声波截面图像,以在所述生物体的一个脉搏波周期的一部分中成为所述生物体内的动脉被压扁的状态的脉搏持续规定数量的方式,控制所述生物体压迫装置对所述生物体的一部分的压迫压力。由此,在所述生物体的动脉内,紊流与脉搏同步地反复产生,因此高效地对所述生物体的动脉的内皮施加剪切应力。例如,与通过在对动脉进行5分钟的阻血之后释放来施加剪切应力的以往的FMD(血流依赖性血管扩张反应)测定相比,在短时间内进行剪切应力的施加。由此,能够在短时间内进行FMD测定。

[0023] 根据第四发明,通过所述控制装置,基于所述超声波截面图像,以在所述生物体的一个脉搏波周期内所述生物体内的动脉被压扁的脉搏持续规定数量的方式,控制所述生物体压迫装置对所述生物体的一部分的压迫压力,由此在对所述生物体内的动脉施加剪切应力,在此之后,释放基于所述生物体压迫装置的压迫,并基于所述超声波截面图像计算所述生物体内的动脉的扩径比例,因此在短时间内执行FMD(血流依赖性血管扩张反应)测定。

[0024] 根据第五发明,通过所述控制装置,由基于所述超声波截面图像的所述生物体内的动脉血管的形状变化与基于所述压迫装置的压迫压力的变化的比例,计算并输出表示所述生物体内的动脉血管的硬度(刚度)的指标,因此能够进行基于动脉血管的硬度的诊断。例如,通过与向所述生物体内的动脉施加剪切应力后的该动脉的扩径比例并用,能够进行针对动脉硬化的更准确的诊断。

[0025] 根据第六发明,通过所述控制装置,在对所述生物体内的血管进行穿刺操作之前,基于所述压迫装置的压迫压力增加而使所述血管压扁,从而判断所述血管为静脉。由此,消除了穿刺操作时的血管的误认,并且在穿刺操作中根据超声波截面图像确认针与静脉的位置,因此将针刺入静脉的操作变得可靠且容易。

## 附图说明

[0026] 图1是说明作为本发明的一个实施例的动脉血管评价装置的立体图。

[0027] 图2是概略地说明超声波探针相对于图1的动脉血管评价装置的测定对象即血管的姿势的立体图。

[0028] 图3是概略地表示图1的动脉血管评价装置的测定对象即血管的多层膜结构的放大图。

[0029] 图4是将收容图1的动脉血管评价装置所具备的生物体压迫装置的容器的一部分切除来表示该生物体压迫装置的结构、且利用功能框线图说明电子控制装置的功能的主要部分的图。

[0030] 图5是详细说明图4的电子控制装置的血管状态评价部的控制功能的功能框线图。

[0031] 图6是例示在图1的动脉血管评价装置中进行的、动脉血管的FMD评价动作中的血管内腔直径的变化的时序图。

[0032] 图7是说明在图6的剪切应力施加期间,为了对动脉血管的内皮施加剪切应力而使压迫压力变化的动作的图。

[0033] 图8是说明在图6的剪切应力施加期间,为了对动脉血管的内皮施加剪切应力而使压迫压力变化的其他动作的图。

[0034] 图9是说明在图6的剪切应力施加期间,为了对动脉血管的内皮施加剪切应力而使压迫压力变化的其他动作的图。

[0035] 图10是说明表示图4的血管状态评价部的动脉判定动作的动脉判定程序动作的流程图。

[0036] 图11是说明表示图4的血管状态评价部的FMD测定动作的FMD测定程序动作的流程图。

[0037] 图12是说明表示图4的血管状态评价部的动脉硬度测定动作的动脉硬度测定程序动作的流程图。

### 具体实施方式

[0038] 以下,基于附图对本发明的一个实施例进行详细说明。

[0039] 实施例

[0040] 图1示出了也作为具有生物体压迫装置的超声波截面图像测定装置而发挥功能的动脉血管评价装置10。动脉血管评价装置10具备:固定于基座12上并收容超声波探针14的密闭容器16;设置于密闭容器16的生物体压迫装置18;固定在基座12上的显示装置20;以及配置于基座12之下的电子控制装置22。

[0041] 如图4中详细地表示的那样,密闭容器16具有向侧方开口的开口24,由能够透过超声波的超声波透过板材26液封地关闭开口24,该超声波透过板材26由声阻抗与生物体类似且超声波透过效率高的材质例如醋酸乙烯类等有机材料构成。由此,声阻抗与生物体类似且传播损失少的液体状的超声波介质例如油28填充于密闭容器16的内部。

[0042] 返回图1,生物体压迫装置18固定于基座12上,具有:上臂承载台30,其载置生物体的右上臂29;手掌载置台36,其固定在从基座12上沿水平方向突出设置的托架32上,并载置生物体的右手手掌;压迫带40,其由挠性带38构成,挠性带38的两端部分别安装在密闭容器16的开口24的上侧开口缘和下侧开口缘;以及膨胀袋42,其安装在压迫带40的内侧,通过膨胀来提高压迫带40的张力。超声波透过板材26实质上构成压迫带40的一部分。在生物体压迫装置18中,当在生物体的右上臂29被压迫带40卷绕的状态下通过压缩空气的供给而使膨胀袋42膨胀时,压迫带40的张力提高,同时,生物体的右上臂29被超声波透过板材26推压,生物体的右上臂29被超声波透过板材26压迫。

[0043] 超声波探针14作为用于检测与生物体的右上臂29内的动脉血管29a关联的生物体信息即血管参数的传感器而发挥功能,如图2所示,超声波探针14是H型的超声波探针,该H型的超声波探针在一个平面即平坦的探测面44上具有相互平行的一对第一短轴用超声波阵列探头A及第二短轴用超声波阵列探头B、以及在与它们的长边方向正交的方向上呈长条状且将它们的长边方向中央部连结的长轴用超声波阵列探头C。如图4所示,超声波探针14固定于多轴定位装置48,该多轴定位装置48固定于基底部件46。第一短轴用超声波阵列探头A、第二短轴用超声波阵列探头B以及长轴用超声波阵列探头C例如如后述的图2所示,通过

直线排列由压电陶瓷构成的多个超声波振子(超声波振荡器)  $a_1 \sim a_n$ 而分别构成为长条状。

[0044] 图2是表示在超声波探针14上相互平行地设置的第一短轴用超声波阵列探头A及第二短轴用超声波阵列探头B、以及以与它们正交地位于上述第一短轴用超声波阵列探头A及第二短轴用超声波阵列探头B的长边方向的中央部之间的方式设置的长轴用超声波阵列探头C的立体图。多轴定位装置48在将如下方向设为y轴,即与第一短轴用超声波阵列探头A的长边方向平行,位于该第一短轴用超声波阵列探头A的超声波束放射方向,且通过动脉血管29a或其附近的方向,将与长轴用超声波阵列探头C的长边方向平行且与y轴正交的方向设为x轴,将通过第一短轴用超声波阵列探头A的长边方向与长轴用超声波阵列探头C的长边方向的交点且与x轴方向以及y轴正交的方向设为z轴时,超声波探针14能够通过多轴定位装置48在y轴方向平移,并且能够分别绕y轴及z轴转动。

[0045] 图3是概略地表示动脉血管评价装置10的测定对象即动脉血管29a的多层膜结构的放大图。图3所示的该动脉血管29a具备内膜(内皮)L1、中膜L2以及外膜L3这3层构造。超声波的反射通常在声阻抗不同的部分产生,因此在使用超声波的动脉血管29a的状态测定中,实际上血管内腔的血液与内膜L1的交界面、以及中膜L2与外膜L3的交界面显示为白色,组织以黑白的斑显示。

[0046] 电子控制装置22是具有CPU的所谓微型计算机,该CPU一边利用RAM的临时存储功能,一边按照预先存储在ROM中的程序对输入信号进行处理。电子控制装置22具备超声波驱动控制电路50以及定位马达驱动电路52。在由动脉血管评价装置10进行的血管状态的测定中,当通过电子控制装置22从超声波驱动控制电路50供给驱动信号时,从超声波探针14的第一短轴用超声波阵列探头A、第二短轴用超声波阵列探头B以及长轴用超声波阵列探头C通过熟知的波束成形驱动,依次放射束状的超声波。然后,通过第一短轴用超声波阵列探头A、第二短轴用超声波阵列探头B以及长轴用超声波阵列探头C来检测超声波的反射信号,并向电子控制装置22输入。向电子控制装置22输入的反射波信号由检波处理部82进行检波,并作为能够进行图像合成的信息而通过超声波信号处理部84进行处理。由此,产生皮肤下的超声波二维截面图像,显示在作为监视画面显示装置或图像显示装置而发挥功能的显示装置20上。

[0047] 多轴定位装置48具备:通过y轴转动马达对超声波探针14绕y轴的转动位置进行定位的y轴转动机构;通过y轴平移马达对超声波探针14的z轴方向上进行定位的y轴平移机构;以及通过z轴转动马达对超声波探针14绕z轴的转动位置进行定位的z轴转动机构。定位马达驱动电路52按照来自电子控制装置22的指令控制y轴转动马达、y轴平移马达以及z轴转动马达。

[0048] 如图4所示,电子控制装置22具备定位马达驱动控制部78、超声波驱动控制部80、检波处理部82、超声波信号处理部84、压迫压力控制部88、血管状态评价部90以及显示控制部92。在电子控制装置22中功能性地具备这些控制功能,但这些控制功能中的一部分乃至全部也可以构成为与电子控制装置22分体的控制部,通过相互进行信息的通信而进行以下详述的控制。

[0049] 电子控制装置22基于从超声波探针14向动脉血管29a输出的超声波的反射信号,从血管29a的超声波截面图像中提取血管截面图像,由该血管截面图像生成表示与其长边方向正交的截面的超声波短轴图像,由该超声波短轴图像来测定内径、内膜厚、斑块等,进

而进行FMD (Flow-Mediated Dilation: 血流依赖性血管扩张反应) 的评价。在该FMD评价时, 显示装置20按照时间序列显示剪切应力施加直径的内膜的最大直径 $d_{MAX}$ 相对于安静时的动脉血管29a的内膜L1的直径 $d_a$ 的变化率即内腔直径的扩张率R。在生成FMD的评价及动脉血管29a的超声波图像等时, 超声波探针12对作为测定对象的动脉血管29a上的皮肤反复扫描。

[0050] 在基于电子控制装置22的动脉20的血管状态的测定中, 超声波探针14从所述生物体中的上臂29的皮肤上通过超声波透过板材26向位于该皮肤正下方的动脉血管29a放射超声波信号, 并接收该超声波信号的反射波。在该状态下, 定位马达驱动控制部78基于动脉血管29a的第一短轴截面图像的位置、动脉血管29a的第二短轴截面图像的位置、动脉血管29a的长轴截面图像的位置, 以动脉血管29a位于第一短轴用超声波阵列探头A和第二短轴用超声波阵列探头B的长边方向的中央部下方, 并且长轴用超声波阵列探头C与动脉血管29a平行的方式, 自动地定位超声波探针14, 所述动脉血管29a的第一短轴截面图像的位置通过超声波信号处理部84根据由第一短轴用超声波阵列探头A接收到的超声波反射信号生成, 所述动脉血管29a的第二短轴截面图像的位置通过超声波信号处理部84根据由第二短轴用超声波阵列探头B接收到的超声波反射信号生成, 所述动脉血管29a的长轴截面图像的位置通过超声波信号处理部84根据由长轴用超声波阵列探头C接收到的超声波反射信号生成。

[0051] 超声波信号处理部84根据动脉血管29a与其他组织的传播速度差而进行从它们的交界反射的超声波反射信号间的时间差处理等, 以规定的周期反复生成图像数据, 并依次存储该图像数据, 该图像数据包括: 作为第一短轴用超声波阵列探头A正下方的超声波二维图像的第一短轴截面图像; 作为第二短轴用超声波阵列探头B正下方的超声波二维图像的第二短轴截面图像; 以及作为长轴用超声波阵列探头C正下方的超声波二维图像的长轴截面图像。

[0052] 如图1所示, 通过膨胀来提高压迫带40的张力的膨胀袋42, 通过由电子控制装置22所具备的压迫压力控制部88控制空气泵58以及压力控制阀60等来执行。例如, 按照来自电子控制装置22的指令, 来自空气泵58的初始压力由压力控制阀60控制, 并向卷绕在上臂29上的压迫带40的膨胀袋42供给。具体而言, 通过使膨胀袋42内的压力升压, 来压迫上臂29内的动脉血管29a。在本实施例中, 压迫带40的一部分由超声波透过板材26构成, 由超声波探针14通过该超声波透过板材26对所述上臂29内的动脉血管29a的压迫部位进行超声波信号的收发, 因此能够得到动脉血管29a的被压迫部位的截面图像。

[0053] 如图5所示, 血管状态评价部90具备血管形状计算部100、血管扩张率测定控制部102、血管硬度测定控制部104。血管形状计算部100根据如上述那样生成的动脉血管29a的截面图像, 计算该动脉血管29a的外径、壁压、或者内皮L1的直径即内皮直径(内腔直径)  $d_1$  等。

[0054] 血管形状计算部100在通过压迫压力控制部88以比静脉压力高且比最低血压值 $P_d$ 低的压力压迫上臂29时进行如下处理: 将在表示存在于超声波截面图像中的多个管状脏器的图像中未被压扁的管状脏器判定为动脉血管29a, 并在超声波截面图像中确定。对于由此确定的动脉血管29a, 如后所述, 进行动脉血管29a的直径、动脉血管29a的内皮L1的直径即内皮直径(内腔直径)  $d_1$ 、表示缺血反应性充血后的FMD(血流依赖性血管扩张反应)的动脉血管29a的血管内腔直径的扩张率(变化率)R(%)、生物体的最高血压值 $P_s$ 以及最低血压值

Pd、表示动脉血管29a的硬度的刚度参数 $\beta$ 等的测定。这样的动脉确定图像处理在穿刺时也是有用的。

[0055] 血管扩张率测定控制部102在通过卷绕在上臂29上的压迫带40对动脉血管29a的内皮L1施加利用了血流的剪切应力之后,依次计算通过血流依赖性血管扩张反应而暂时扩大的内皮直径(内腔直径)d1等,并且算出表示施加剪切应力后的FMD(血流依赖性血管扩张反应)的血管内腔直径的扩张率(变化率)R(%) $[=100 \times (d_{MAX}-d_a)/d_a]$ 。该式中的“ $d_a$ ”表示安静时的血管内腔直径(基础直径、安静直径)。血管状态评价部90也作为表示施加剪切应力后的FMD(血流依赖性血管扩张反应)的血管内腔直径的扩张率(变化率)R的测定装置而发挥功能。

[0056] 在血管扩张率测定控制部102对所述动脉血管29a的扩张率(变化率)R(%)的测定中,生物体14的测定部位例如上臂29被生物体压迫装置18的压迫带40压迫而对动脉血管29a的内皮L1施加利用了血流的剪切应力,由此,产生与对血管壁的内皮L1的剪切应力增加相伴的来自内皮的一氧化氮(NO),通过调查由该一氧化氮决定的平滑肌的松弛状况和内皮直径(内腔直径)d1来进行动脉血管29a的内皮功能的判定。

[0057] 图6是例示基于血管扩张率测定控制部102的动脉血管29a的FMD评价中的、阻血(驱血)开放后的血管内腔直径d1的变化的时序图。在该图6中表示为,到时刻t0表示安静期间,从时刻t0到时刻t1表示剪切应力施加期间,时刻t1以后表示剪切应力施加后的血流依赖性血管扩张反应的测定期间,从时刻t2起血管内腔直径d1开始扩张,在时刻t3血管内腔直径d1达到其最大值 $d_{MAX}$ 。因此,电子控制装置22计算出的血管内腔直径d1的扩张率R在时刻t3为最大。

[0058] 在此,在上述那样的上臂动脉29a的FMD评价时,为了产生血管扩张反应,以往,使用袖带等,以比最高血压值例如高50mmHg左右的压力,将比对上臂动脉29a的超声波截面图像进行测量的部位靠上游侧的位置或下游侧的位置,压迫(阻血)规定时间例如5分钟,之后,通过以例如0.6秒左右急速释放至大气压,使此前为止为零的血流开始流动,由此对上臂动脉29a施加剪切应力。在这样的以往的方法中,被测定者承受由比最高血压值高很多的压力下的5分钟的压迫所导致的痛苦。但是,在本实施例的血管扩张率测定控制部102中,以将膨胀袋42对上腕动脉29a的规定的压迫压力维持规定时间T1的期间或者规定脉搏数的期间的方式进行调压,以便在上臂动脉29a的超声波截面图像中,根据超声波截面图像来观察或判定在一个脉搏波周期的一部分例如最低血压Pd的时机附近为上臂动脉29a被压扁的状态,由此通过每个脉搏的上臂动脉29a的开闭反复施加剪切应力,因此以比以往低的压力且在短期间内进行剪切应力的施加,上述上臂动脉29a的压扁状态例如为上臂动脉29a的截面被关闭的封闭状态(例如被平坦地压迫而关闭的压平状态)或者上臂动脉29a的截面虽然未被关闭但局部狭窄的状态。

[0059] 所述规定的压迫压力应被称为剪切应力施加压力,该剪切应力施加压力通过与每个脉搏的动脉血管29a的开闭相伴的血液的紊流的反复产生而高效地将剪切应力施加到内皮L1,所述规定的压迫压力设定在比最高血压值低且比最低血压值高的压力范围P1内,以便在一个脉波周期的一部分例如最低血压Pd的时机附近成为动脉血管29a被压扁的状态。另外,所述规定时间T1或者所述规定脉搏数例如基于实验值而设定为,在动脉血管29a的FMD评价时用于产生血管扩张反应所必要且充分的值。所述规定时间T1或者所述规定脉搏

数例如设定为几拍至数十拍,优选设定为十拍至十几拍,或者几秒至数十秒,优选设定为十秒至十几秒。所述规定的压迫压力例如也可以如图7所示那样控制为,在所述规定时间T1的期间维持在该规定的压力范围P1内设定的恒定值,例如也可以如图8或者图9所示那样控制为,在例如5~6mmHg/sec左右的上升过程或减少过程中,在所述规定时间T1通过该规定的压力范围P1。总之,为了在动脉血管29a的FMD评价时产生血管扩张反应,只要将基于生物体压迫装置18的压迫在规定的规定时间T1控制在规定的压力范围P1内,以便成为在一个脉波周期内的一部分具有使动脉血管29a被压扁的区间的搏动即可。

[0060] 压迫压力控制部88根据来自检测膨胀袋42的压力的压力传感器64的信号来检测该膨胀袋42的压迫压力。并且,在图6中,例如,压迫压力控制部88在剪切应力施加期间结束前的规定时间T1即时刻t1前的规定时间T1中,使压迫压力以所述规定范围的压力值P1即剪切应力施加压力而进行压迫,在时刻t1将压迫压力立即减压至大气压。压迫压力控制部88也作为剪切应力施加控制部而发挥功能。

[0061] 返回图5,血管硬度测定控制部104首先根据由超声波信号处理部84生成的超声波截面图像内所示的生物体的动脉血管29a的形状和基于压迫压力控制部88的压迫后来决定生物体的最高血压值Ps和最低血压值Pd。即,血管硬度测定控制部104在使压迫压力上升至设定为高于生物体的最高血压值Ps的升压值之后,以规定的减压速度例如3~6mmHg/sec使压迫压力减少的过程中,将超声波截面图像内所示的生物体的动脉血管29a的截面在一个脉波周期内被打开的脉搏的产生时刻的压迫压力决定为最高血压值Ps,并且将脉血管29a的截面在一个脉波周期内不再关闭的时刻的压迫压力决定为最低血压值Pd,将决定最高血压值Ps的时刻的动脉血管29a的血管直径Ds和决定最低血压值Pd的时刻的动脉血管29a的血管直径Dd与最高血压值Ps和最低血压值Pd一起存储。

[0062] 接着,血管硬度测定控制部104根据求出表示动脉血管29a的硬度的刚度参数β的预先存储的下式(刚度参数计算式),并基于决定最高血压值Ps的时刻的动脉血管29a的血管直径Ds、决定最低血压值Pd的时刻的动脉血管29a的血管直径Dd、最高血压值Ps以及最低血压值Pd,计算出刚度参数β。

[0063] 
$$\beta = (\ln P_s - \ln P_d) / ((D_s - D_d) / D_0)$$

[0064] 上述刚度参数计算式的D0原本应该是无施加时的血管直径,但在临床上无法进行测量,因此在作为临床指标使用的情况下,使用包含血管壁厚的血管直径(=Dd+2IMT)。该IMT例如是内膜以及中膜的复合体的厚度。

[0065] 通常,在表示血管直径D的轴与表示血压P的轴的二维坐标中,血管直径D的增加相对于血压P的增加是饱和的非线性的关系,但若以将在该二维坐标中表示血压P的轴替换为表示血压的对数值lnP的轴的半对数坐标图进行表示,则能够以线性关系表示。在该线性关系中,在以血管直径D的变化率 $\Delta D$ 和血压P的变化量 $\Delta P$ 成立的弹性模量Ep的式( $E_p = \Delta P / 2 (\Delta D / D)$ )中,在使用 $(\ln P_s - \ln P_d)$ 来代替 $\Delta P$ 的关系中,作为代替弹性模量Ep的指标的是刚度参数β。所述刚度参数计算式由上述关系导出。

[0066] 显示控制部92使图像显示装置20显示在血管状态评价部90中计算出的动脉血管29a的直径、内皮70的直径即内皮直径(内腔直径)d1、表示缺血反应性充血后的FMD(血流依赖性血管扩张反应)的动脉血管29a的血管内腔直径的扩张率(变化率)R(%)、生物体的最高血压值Ps以及最低血压值Pd、表示动脉血管29a的硬度的刚度参数β等。

[0067] 图10、图11以及图12是说明电子控制装置22的控制动作的主要部分的流程图,图10表示与血管状态评价部90对应的动脉判定程序,图11表示与血管状态评价部90对应的FMD测定程序,图12表示与血管状态评价部90对应的动脉硬化测定程序。上述动脉判定程序、FMD测定程序、动脉硬化测定程序可以与动脉血管评价装置10的启动操作连动地执行,也可以响应个别的启动操作而执行。

[0068] 在与动脉血管判定部100对应的图10的动脉判定程序中,在步骤S1(以下省略步骤)中,通过压迫压力控制部88以比静脉压高且比最低血压值Pd低的压力来压迫上臂29。接着,在S2中,判断在表示存在于超声波截面图像中的多个管状脏器的图像中是否存在被压扁的管状脏器。在S2的判断为肯定的情况下,在S3中进行如下处理:除了被压扁的管状脏器,将没有被压扁的管状脏器判定为动脉血管29a,并在超声波截面图像中确定。另外,在S2的判断为否定的情况下,在S4中进行如下处理:将未被压扁的管状脏器判定为动脉血管29a,并在超声波截面图像中确定。对于由此确定的动脉血管29a,进行动脉血管29a的直径、动脉血管29a的内皮L1的直径即内皮直径(内腔直径)d1、表示缺血反应性充血后的FMD(血流依赖性血管扩张反应)的动脉血管29a的血管内腔直径的扩张率(变化率)R(%)、生物体的最高血压值Ps以及最低血压值Pd、表示动脉血管29a的硬度的刚度参数 $\beta$ 等的测定。

[0069] 在与血管状态评价部90对应的图11的FMD测定程序中,在S11中,根据由超声波信号处理部84得到的作为超声波截面图像中的动脉而确定的图像,例如使用模板等来提取出动脉血管29a的截面图像。

[0070] 在S12中,根据在所述S11中提取出的动脉血管29a的横截面图像,测定动脉29的直径例如内皮L1的内径即内皮直径(内腔直径)d1。并且,在S13中,将在S12中测定出的内皮直径(内腔直径)d1作为安静时的内腔直径 $d_a$ 存储。图6的时刻 $t_0$ 表示该状态。

[0071] 接着,在S14中,通过基于生物体压迫装置18的压迫来压迫上臂29,开始对上臂29内的动脉血管29a施加基于血流的剪切应力,以便成为通过与动脉血管29a的反复开闭相伴的血液的紊流的产生而能够高效地将剪切应力施加到内皮L1的剪切应力施加压力。图6的时刻 $t_0$ 表示该状态。该剪切应力的施加将基于生物体压迫装置18的压迫压力控制在规定的压力范围P1内,以便在例如几拍至数十拍或几秒至数十秒的规定时间T1,成为在一个脉波周期内具有动脉血管29a被压平(平坦地关闭)的区间的搏动。例如,可以如图7所示那样控制为,在所述规定时间T1内维持在该规定的压力范围P1内设定的恒定值,例如也可以如图8或图9所示那样控制为,在例如5~6mmHg/sec左右的上升过程或减少过程中,在所述规定时间T1通过该规定的压力范围P1。

[0072] 接着,在S15中,判断从所述剪切应力的施加开始起是否经过了规定时间T1。在该S15的判断为否定时,反复执行S14以下的步骤,在S15的判断为肯定时,在S16中执行与S11相同的动脉血管截面检测控制程序。如上所述,反复开闭的动脉血管29a内的血流反复产生紊流,对测定部位的血管29a的内皮L1反复施加剪切应力。由此,导致来自动脉血管29a的内皮L1的一氧化氮(NO)的产生,因由该一氧化氮决定的平滑肌的松弛而产生动脉血管29a的内皮直径暂时性增加的现象。

[0073] 在该状态下,在S16中,在每次以规定的周期重复的超声波探针12的扫描中执行与S11相同的动脉血管截面检测控制程序。然后,在S17中,与S12同样地,根据在S16中生成的动脉血管29a的横截面图像,在每次所述扫描中测定动脉血管29a的直径例如内皮L1的直径

即内皮直径(内腔直径) $d_1$ ,并将依次测定的内皮直径(内腔直径) $d_1$ 作为止血释放后的内腔直径 $d_1$ 依次存储。图6的时刻 $t_1$ 以后表示该状态。该止血释放后的内腔直径 $d_1$ 的测定在S16以下反复执行,直到在S18中判断为止血释放后的动脉血管29a的内腔直径 $d$ 如图6的时刻 $t_3$ 所示到达最大值 $d_{MAX}$ 。

[0074] 但是,在S18中,当判断为施加剪切应力后的动脉血管29a的内腔直径 $d$ 达到最大值 $d_{MAX}$ 时,在S19中,根据在S18中判定出的最大值 $d_{MAX}$ 和在S13中求出的安静时的动脉血管29a的内皮L1的直径即内腔直径 $d_a$ ,计算用于评价动脉血管29a的内皮功能的表示缺血反应性充血后的FMD(血流依赖性血管扩张反应)的血管内腔直径的扩张率(变化率) $R(\%)$  [ $=100 \times (d_{MAX}-d_a)/d_a$ ],并由显示控制部92显示在显示装置20上。

[0075] 在与血管硬度测定控制部104对应的图12的动脉硬度测定程序中,在S20中,在利用生物体压迫装置18将对上臂29的压迫压力提高到比生物体的血管在一个脉波周期内完全压平的压力高的压力之后,在该压迫压力以规定的速度例如3~6mmHg/sec使压迫压力减少的过程中,将超声波截面图像内所示的生物体的动脉血管29a的截面在一个脉波周期内被打开的最初的脉搏的产生时刻的压迫压力决定为最高血压值 $P_s$ ,并且,将动脉血管29a的截面在一个脉波周期内不再关闭时的脉搏的产生时刻的压迫压力决定为最低血压值 $P_d$ ,之后,压迫压力被释放。接着,在S21中,测定决定了所述最高血压值 $P_s$ 的时刻的动脉血管29a的血管直径 $D_s$ 以及决定了最低血压值 $P_d$ 的时刻的动脉血管29a的血管直径 $D_d$ ,并且测定超声波截面图像内所显示的生物体的动脉管29a的截面。接着,在S22中,判断血压测定是否完成。在该S22的判断为否定时,反复执行S20以下,在肯定的情况下,在S23中,决定最高血压值 $P_s$ 的时刻的动脉血管29a的血管直径 $D_s$ 以及决定最低血压值 $P_d$ 的时刻的动脉血管29a的血管直径 $D_d$ 与最高血压值 $P_s$ 以及最低血压值 $P_d$ 一起被存储。

[0076] 接着,在S24中,根据所述的刚度参数计算式),并基于在所述S23中存储的决定最高血压值 $P_s$ 的时刻的动脉血管29a的血管直径 $D_s$ 及决定最低血压值 $P_d$ 的时刻的动脉血管29a的血管直径 $D_d$ 、以及最高血压值 $P_s$ 及最低血压值 $P_d$ ,计算与动脉血管29a的硬度对应的刚度参数 $\beta$ 。然后,在S25中,在显示装置20上显示该刚度参数 $\beta$ 。

[0077] 如上述那样,本实施例的动脉血管评价装置10具有超声波截面图像测定装置,该超声波截面图像测定装置包括:生物体压迫装置18,该生物体压迫装置18具有用于卷绕在上臂29的一部分上并勒紧该上臂29的一部分的环状的压迫带40、在该压迫带40的一部分能够紧贴地设置于上臂29的一部分的超声波透过板材26、以及能够调节该压迫带40的张力而使板材26对上臂29的压迫压力变化的膨胀袋(促动器)42;密闭容器16,该密闭容器16具有被超声波透过板材26关闭的开口24,并填充有油28;超声波探针14,该超声波探针14收纳在密闭容器16内,通过超声波透过板材26在该超声波探针14与上臂动脉29a之间收发超声波;以及超声波信号处理部84,该超声波信号处理部84根据超声波探针14接收到的超声波信号生成超声波截面图像,根据该超声波截面图像测定装置,能够准确地得到被生物体压迫装置18压迫的上臂29内的截面图像。即,由于上臂20的一部分被环状的压迫带40固定,因此避免了身体运动的影响,并且生物体压迫装置18的超声波透过板材26对上臂29的压迫部位与利用超声波探针14并通过超声波透过板材26得到的上臂29内的截面图像的位置一致,因此能够准确地得到与基于生物体压迫装置18的压迫压力相对的上臂29内的截面图像的形状。

[0078] 另外,在本实施例的动脉血管评价装置10中,电子控制装置22根据超声波截面图

像来改变生物体压迫装置18对上臂29的一部分的压迫压力,因此能够以使超声波截面图像中的上臂29内的动脉血管29a成为所期望的形状的方式使压迫压力变化。例如,电子控制装置22能够根据动脉血管29a的截面形状来判定该动脉血管29a被压扁成压平状态即平坦状态的状态,以使一拍的脉波周期的一部分或全部成为压平状态的方式,使生物体压迫装置18对上臂29的一部分的压迫压力变化。

[0079] 另外,在本实施例的动脉血管评价装置10中,在通过电子控制装置22进行上臂20内的动脉血管29a的血管扩张反应的测定时,基于超声波截面图像,以在上臂20内的动脉血管29a的一个脉波周期的一部分中,上臂动脉29a被压扁的状态例如成为压平状态的脉搏持续规定数量的方式,控制生物体压迫装置18对上臂29的压迫压力。由此,在上臂动脉29a内,紊流与脉搏同步地反复产生,因此高效地对上臂动脉29a的内皮L1施加剪切应力。例如,与通过在对上臂动脉29a进行5分钟的阻血后释放来施加剪切应力的以往的FMD(血流依赖性血管扩张反应)测定相比,在短时间内进行剪切应力的施加。由此,能够在短时间内进行FMD测定。

[0080] 另外,在本实施例的动脉血管评价装置10中,通过电子控制装置22,基于超声波截面图像,以在上臂动脉29a的一个脉波周期内上臂29内的上臂动脉29a被压扁的脉搏例如持续规定数量或规定时间的方式,控制生物体压迫装置18对上臂29的压迫压力,从而对上臂动脉29a施加剪切应力,在此之后,释放基于生物体压迫装置18的压迫,基于超声波截面图像计算上臂动脉29a的扩径比例(内腔直径的扩张率R),因此在短时间内执行FMD(血流依赖性血管扩张反应)测定。

[0081] 另外,在本实施例的动脉血管评价装置10中,通过电子控制装置22,根据基于超声波截面图像的上臂29内的上臂动脉29a的形状变化与基于生物体压迫装置18的压迫压力的变化的比例,计算并输出表示上臂动脉29a的血管的硬度(刚度)的指标,因此能够进行基于上臂动脉29a的血管的硬度的诊断。例如,通过与对上臂动脉29a施加剪切应力后的该动脉的扩径比例(内腔直径的扩张率R)并用,能够进行针对动脉硬化的更准确的诊断。

[0082] 另外,在本实施例的动脉血管评价装置10中,在通过电子控制装置22进行向动脉血管29a的穿刺操作之前,增加基于生物体压迫装置18的压迫压力而将动脉血管压平,基于此,判定上臂29内的多个管状脏器中的一部分是动脉还是静脉。由此,消除了穿刺操作时的血管的误认,并且在穿刺操作中根据超声波截面图像确认针与静脉的位置,因此将针刺入静脉的操作变得可靠且容易。特别是在所述静脉是中心静脉时是有效的。

[0083] 以上,基于附图对本发明的一个实施例进行了说明,但本发明也适用于其他方式。

[0084] 例如,在所述的实施例中,所述密闭容器16是以填充的油28不泄漏的方式密闭的容器,但也可以以在密闭容器16内形成空间的方式填充油28。另外,也可以代替密闭容器16而使用开放型的容器,该开放型容器例如具有用于抑制油28的泄漏且形成使内压与外压相同的空气通路的通气塞等。

[0085] 另外,在所述的实施例中,生物体压迫装置18对上臂29的一部分施加压迫,但也可以对生物体的前臂、生物体的大腿部这样的下肢等施加压迫。

[0086] 另外,所述的超声波探针14是H型的混合型的超声波探针,其构成为在一个平面上具有相互平行的2列第一短轴用超声波阵列探头A及第二短轴用超声波阵列探头B、以及连结它们的长边方向中央部的长轴用超声波阵列探头C,但只要是在一个平面内具有长边方

向交叉的至少一对超声波阵列探头的探测器即可。所述一对超声波阵列探头的交叉角优选为直角,但在允许计算稍微复杂的情况下,也可以不是直角。

[0087] 另外,在所述实施例的动脉血管评价装置10中,测定了上臂动脉29a的形状,但也可以测定静脉或淋巴管等管状脏器的形状。

[0088] 另外,在所述实施例的压迫带40中,作为促动器而具备膨胀袋42,但也可以代替其而具备气缸、马达等促动器。

[0089] 以上,基于附图对本发明的优选实施例进行了详细说明,但本发明并不限于此,在不脱离其主旨的范围内可施加各种变更来实施。

[0090] 附图标记说明

[0091] 10:动脉血管评价装置(超声波截面图像测定装置);12:基座;14:超声波探针;16:密闭容器(容器);18:生物体压迫装置;20:显示装置;22:电子控制装置(控制装置);24:开口;26:超声波透过板材;28:油(液体);29:上臂(生物体);29a:动脉血管;30:上臂承载台;32:托架;36:手掌载置台;38:挠性带;40:压迫带;42膨胀袋(促动器);44:探测面;46:基底部件;48:多轴定位装置;52:定位马达驱动电路;58:空气泵;60:压力控制阀;64:压力传感器;78:定位马达驱动控制部;80:超声波驱动控制部;82:检波处理部;84:超声波信号处理部;88:压迫压力控制部;90:血管状态评价部;92:显示控制部;100:血管形状计算部;102:血管扩张率测定部;104:血管硬度测定部;A:第一短轴用超声波阵列探头;B:第二短轴用超声波阵列探头;C:长轴用超声波阵列探头。

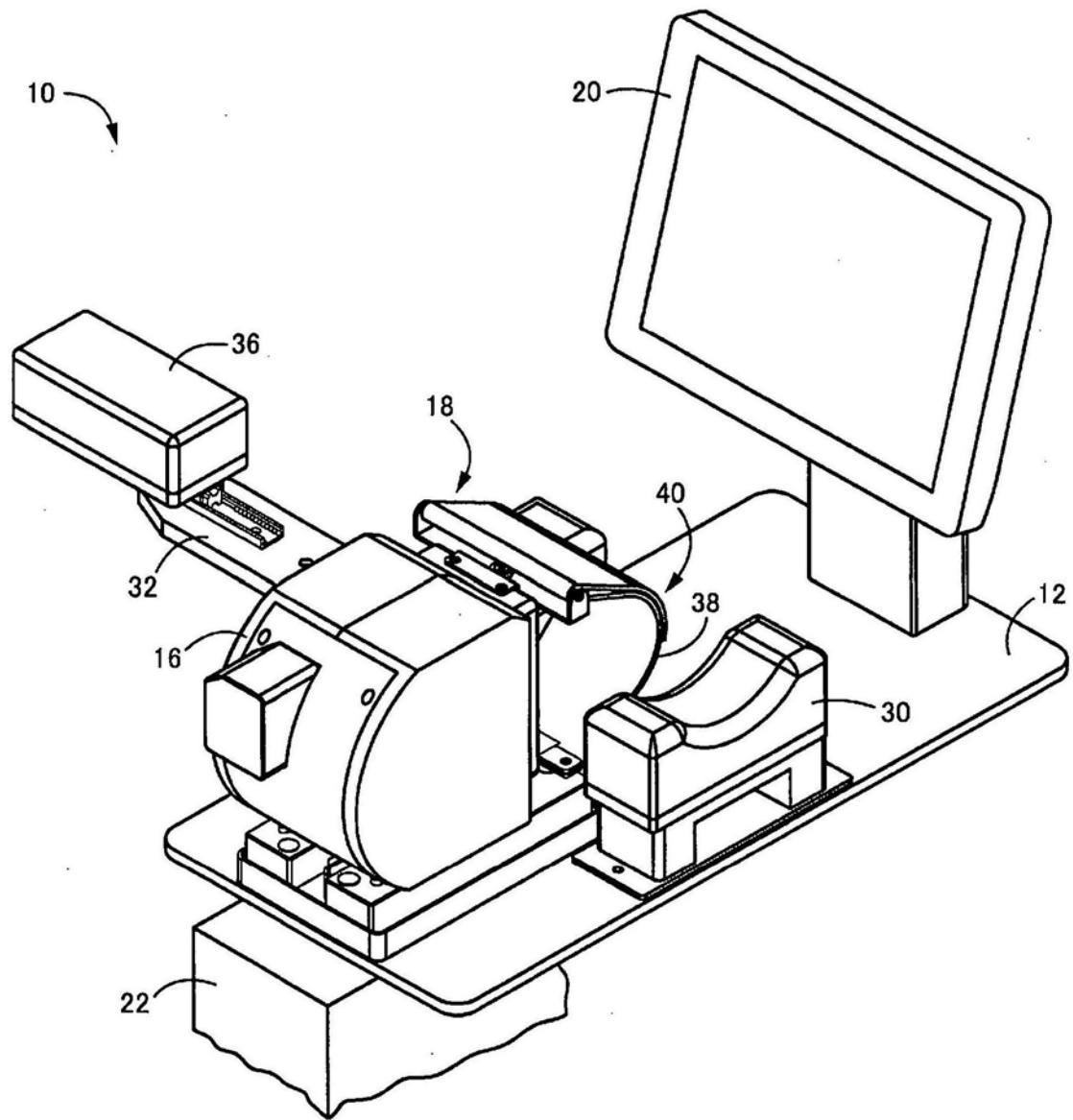


图1

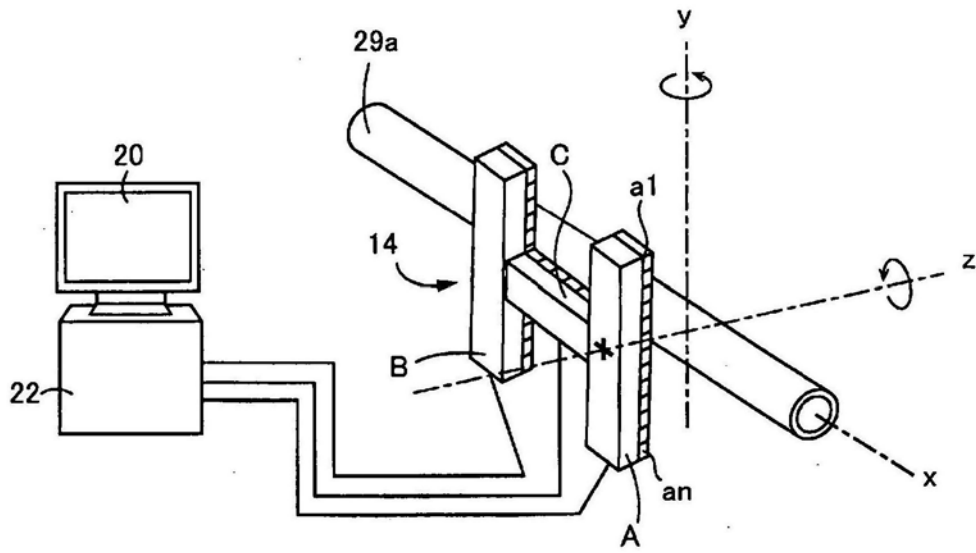


图2

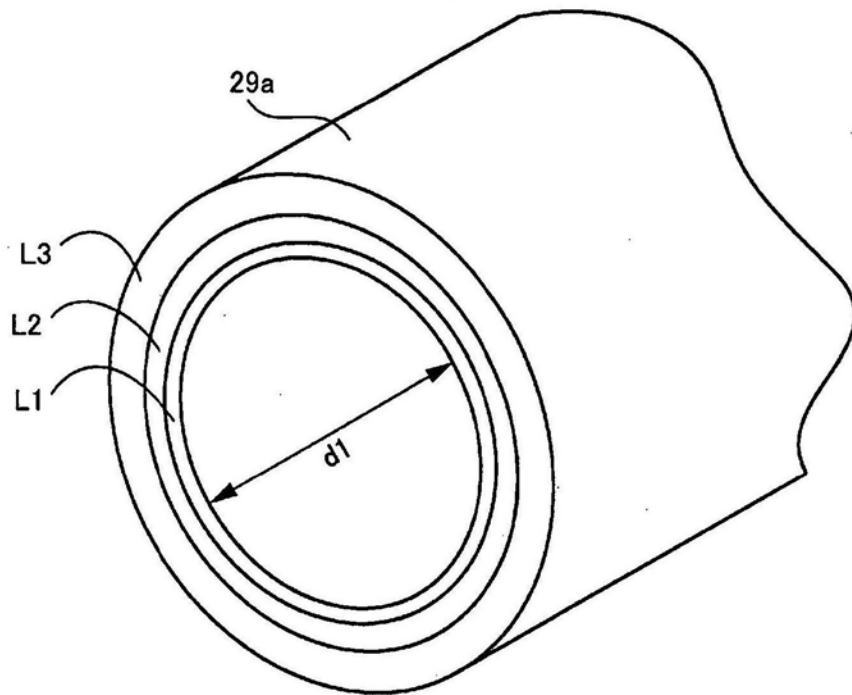


图3

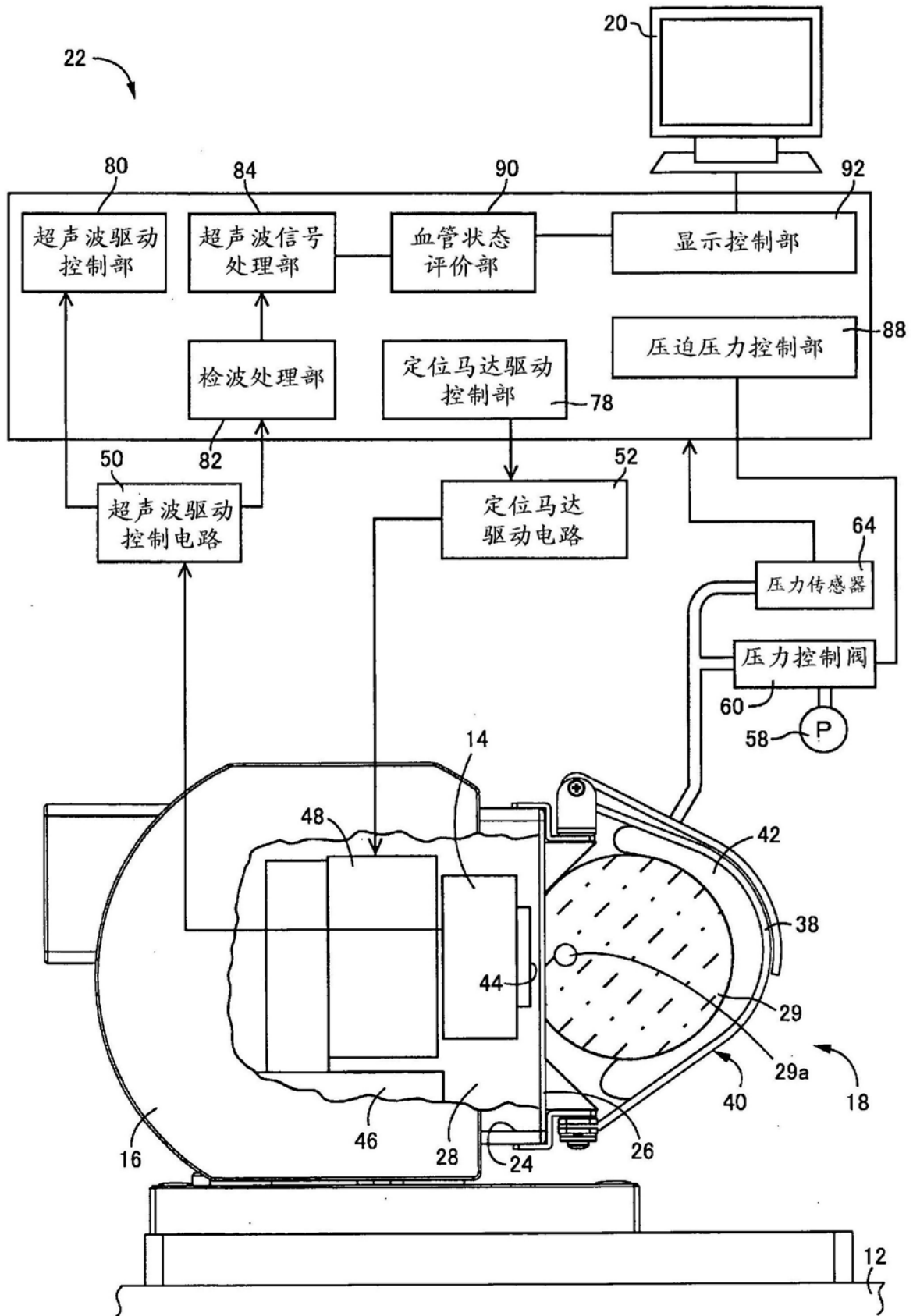


图4

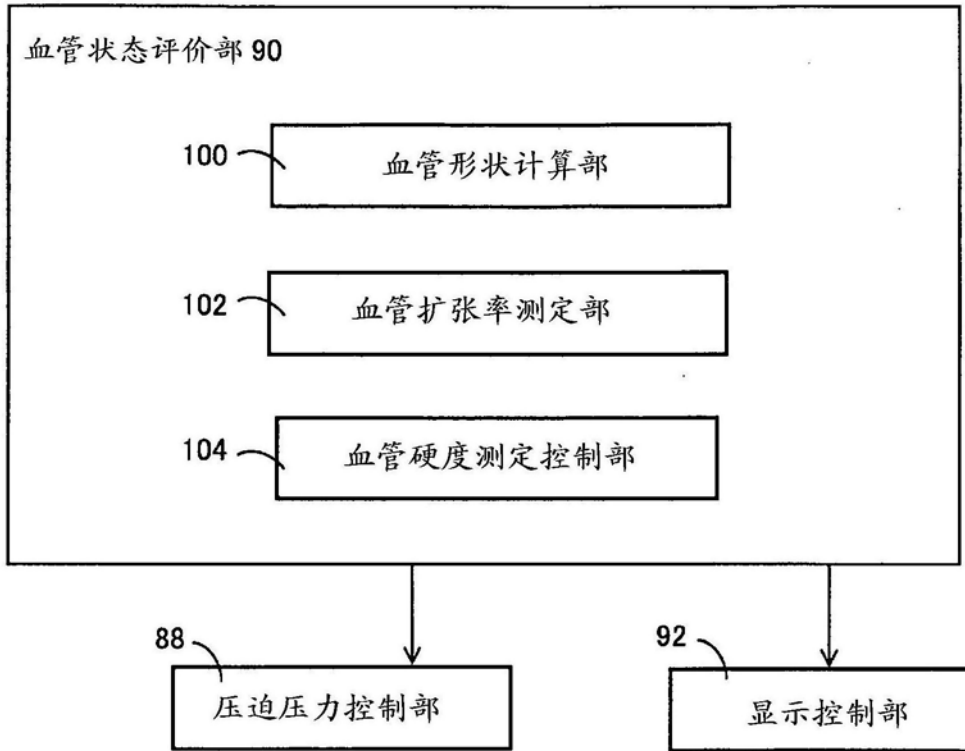


图5

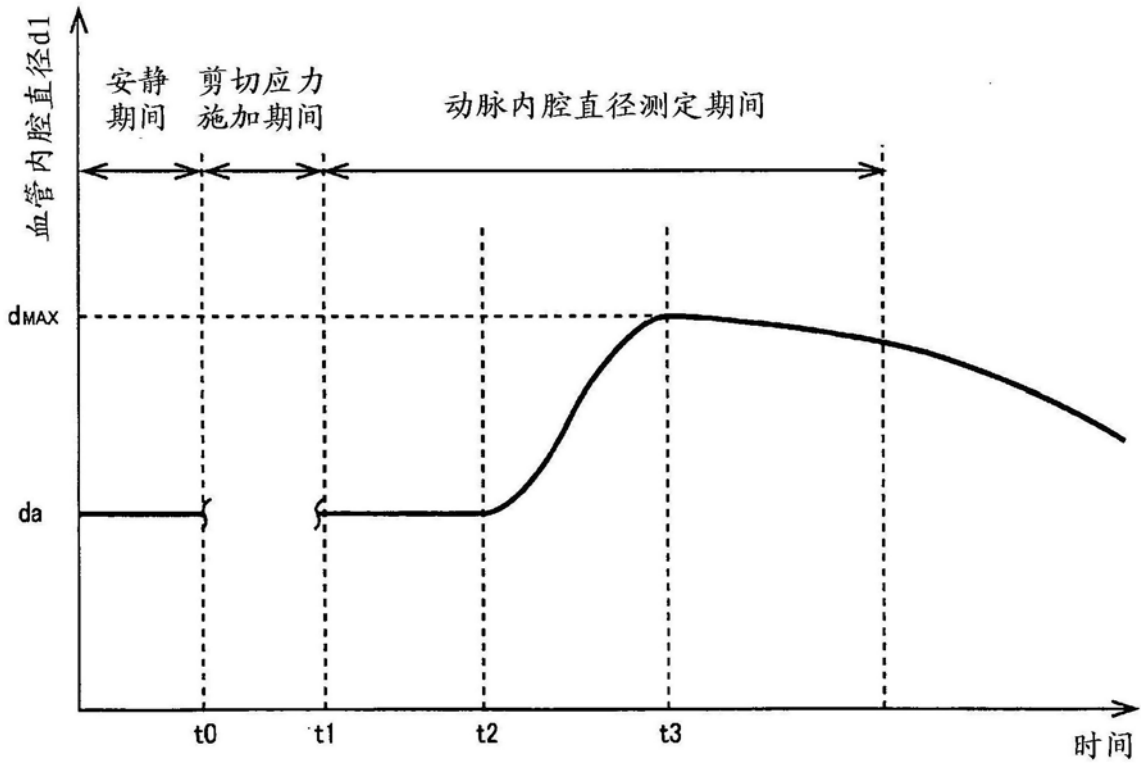


图6

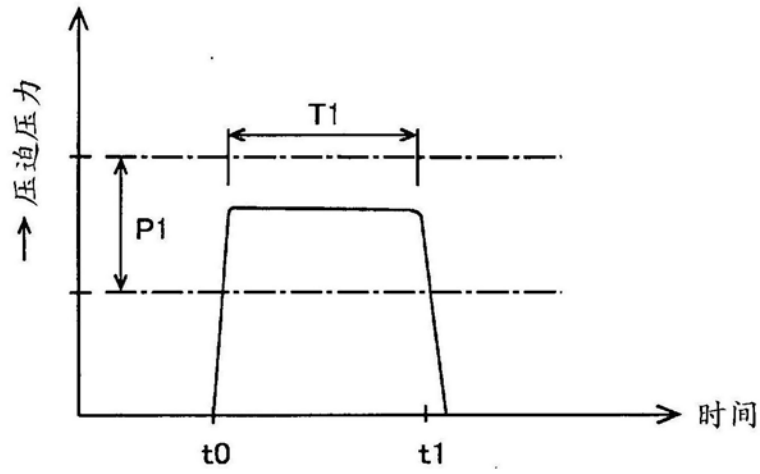


图7

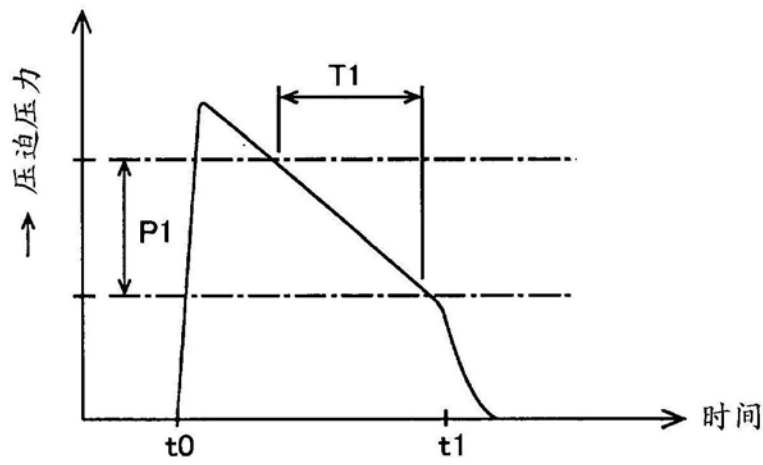


图8

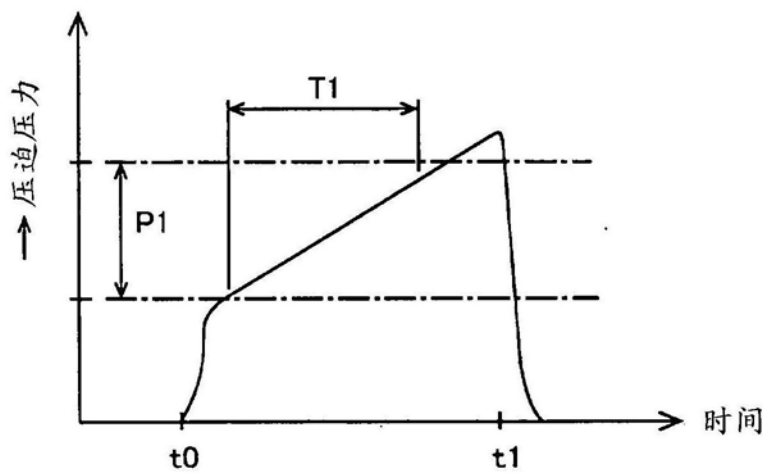


图9

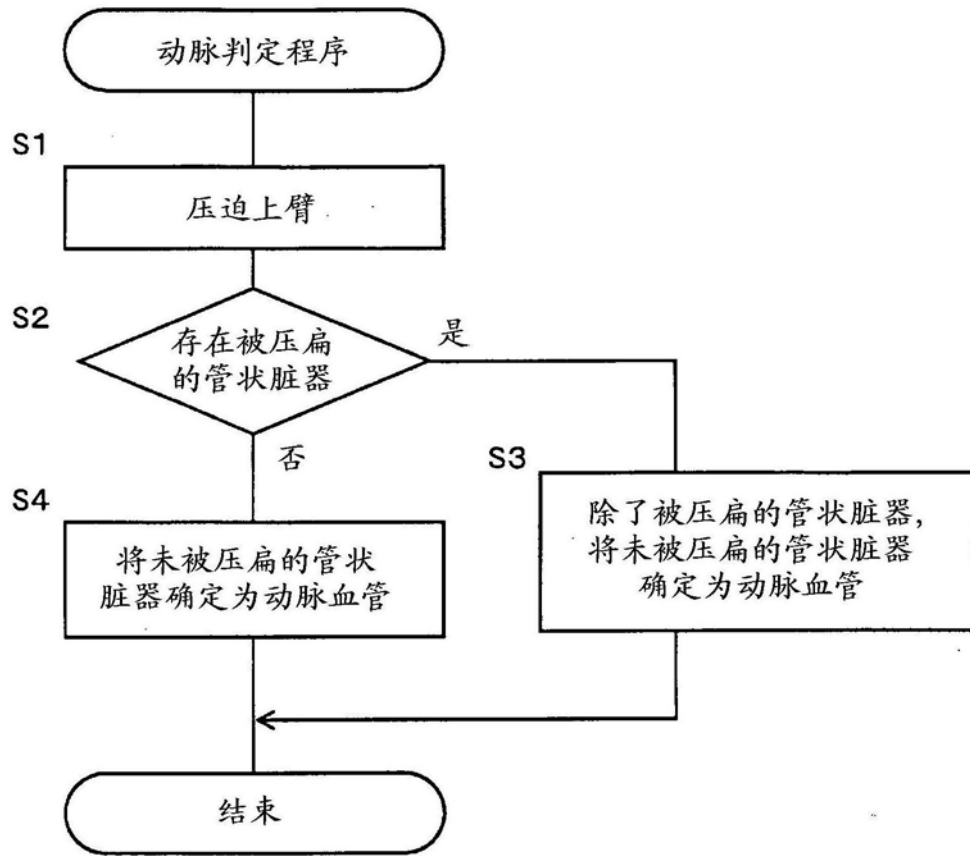


图10

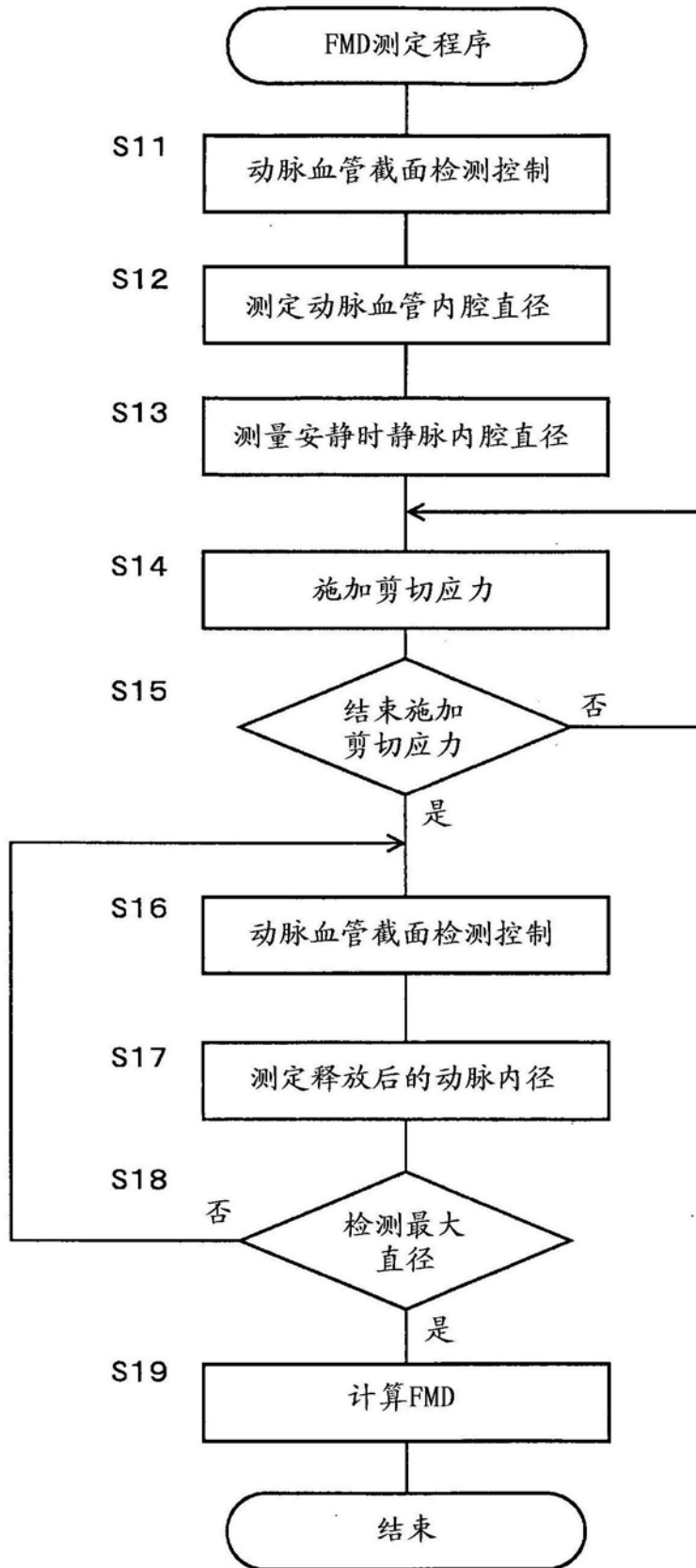


图11

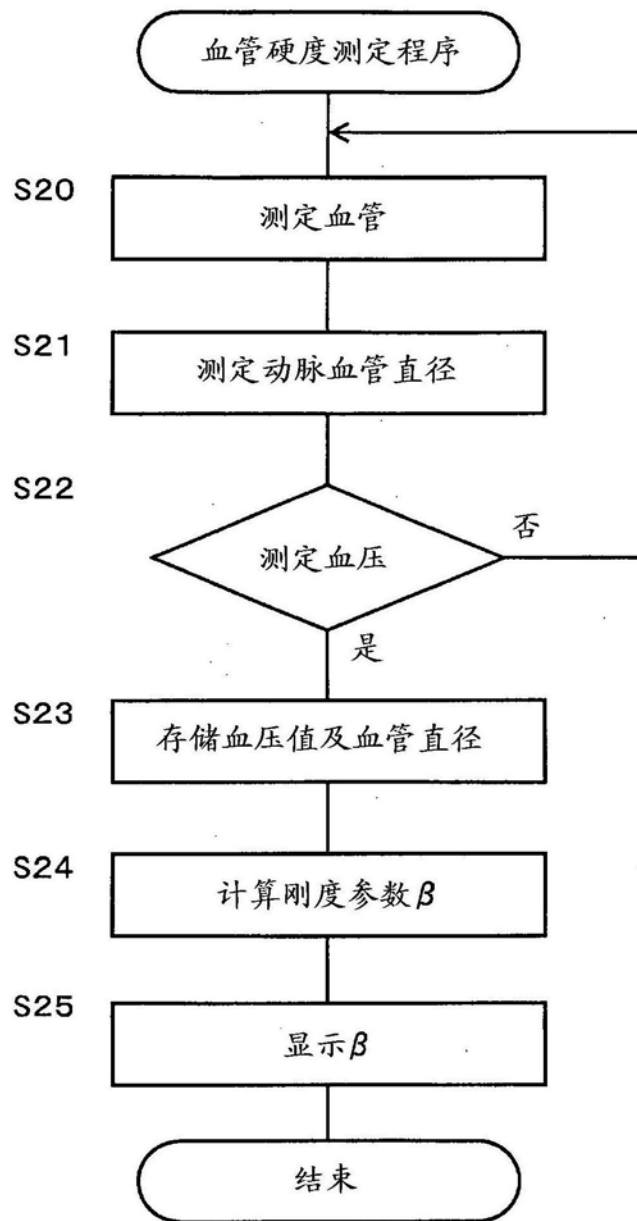


图12

专利名称(译)	超声波截面图像测定装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN109561881A</a>	公开(公告)日	2019-04-02
申请号	CN201780031382.6	申请日	2017-05-22
[标]发明人	益田博之 原田亲男 塚原弘政 铃木英范		
发明人	益田博之 原田亲男 塚原弘政 铃木英范		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/1075 A61B8/0891 A61B8/403 A61B8/5223 A61B8/08		
优先权	2016106841 2016-05-27 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种具有生物体压迫装置的超声波截面图像测定装置，该生物体压迫装置能够在被生物体压迫装置压迫的部位测定与对生物体的压迫压力的变化对应的生物体内的脏器的截面图像。具备超声波截面图像测定装置，其包括：包括超声波透过板材(26)的环状的压迫带(40)；具有被超声波透过板材(26)关闭的开口并且填充有油(28)密闭容器(16)；收纳于密闭容器(16)内并通过超声波透过板材(26)在其与上臂动脉(29a)之间收发超声波的超声波探针(14)；以及基于超声波探针(14)接收到的超声波信号来生成超声波截面图像的超声波信号处理部(84)。由此，准确地获得被生物体压迫装置(18)压迫的上臂(29)内的截面图像。

