

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/12 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780027653.7

[43] 公开日 2009年7月22日

[11] 公开号 CN 101489490A

[22] 申请日 2007.7.31

[21] 申请号 200780027653.7

[30] 优先权

[32] 2006.7.31 [33] JP [31] 207455/2006

[86] 国际申请 PCT/JP2007/064929 2007.7.31

[87] 国际公布 WO2008/016022 日 2008.2.7

[85] 进入国家阶段日期 2009.1.21

[71] 申请人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 松村刚 三竹毅

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公
司

代理人 朱丹

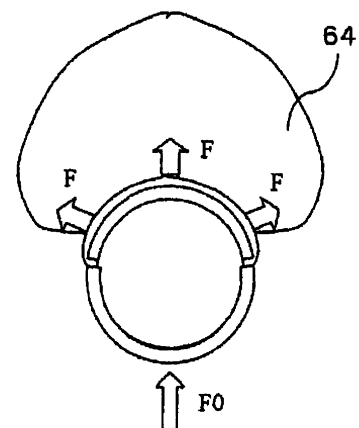
权利要求书3页 说明书14页 附图15页

[54] 发明名称

压迫装置及使用该压迫装置的超声波探头和
超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明提供平滑地进行压迫操作的压迫装置及超声波探头和超声波诊断装置。本发明的压迫装置具有安装在超声波探头的超声波收发面上而使用的气囊，通过该气囊对被检测体进行压迫，其中，气囊具有：由弹性部件形成的中空压迫部、向压迫部注入/排出液体的管、和与压迫部的周缘连接而使压迫部安装在超声波探头的超声波收发面上的安装部，安装部或压迫部的内径构成得比超声波探头的被安装部的外径小。由于对压迫部赋予张力，所以可通过较少的初期注入量迅速地开始压迫。因此，可平滑地进行压迫操作。



1、一种压迫装置，具有安装在超声波探头的超声波收发面上而使用的气囊，通过该气囊对被检测体进行压迫，

所述气囊具有：由弹性部件形成的中空的压迫部、向所述压迫部注入/排出液体的管、和与所述压迫部的周缘连接而使所述压迫部安装在所述超声波探头的超声波收发面上的安装部，所述安装部或所述压迫部的内径比所述超声波探头的被安装部的外径小。

2、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，所述安装部呈圆筒状。

3、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，所述安装部的一端呈半圆筒状，所述安装部的另一端具有钩挂在超声波探头的一部分上的钩挂部。

4、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，基于所述安装部的材质或厚度的至少其中一个，设定赋予该压迫部的所述弹性部件的张力。

5、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，在所述安装部上，赋予有表示所述气囊的中央位置的标记。

6、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，所述压迫部具有比所述超声波收发面的面积大的面积。

7、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，所述管由用于注入所述液体的第1管和用于排出所述液体的第2管构成。

8、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，所述压迫部通过使具有弹性的两张带状薄片重合，将所述带状薄片的周缘部密封而形成。

9、根据权利要求8所述的压迫装置，其特征在于，所述带状薄片是硅类、聚氨酯类、乙烯类、乳胶类的任一种。

10、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，所述气囊安装在圆筒状的超声波探头上，所述超声波探头的所述超声

波收发面在圆筒状的周向上延伸，所述压迫部形成为具有与所述超声波探头的超声波收发面对应的大小。

11、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，

所述气囊被用于所述超声波收发面形成在前端面上的超声波探头，所述压迫部形成为具有与所述超声波探头的超声波收发面对应的大小。

12、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，

所述气囊形成为具有覆盖所述超声波探头的前端部的帽部。

13、根据权利要求1所述的压迫装置，其特征在于，

在所述管上，具有压迫操作部，所述压迫操作部经由三方活栓与压迫操作注射器和脱泡用注射器连结而成。

14、一种超声波探头，具备：具有超声波收发面的前端部、与所述前端部连结且检测者用手握住而进行保持用的保持部、和通过气囊对被检测体进行压迫的压迫装置，

所述气囊具有：由弹性部件形成的中空的压迫部、向所述压迫部注入/排出液体用的管、和使所述压迫部安装在超声波收发面上的安装部，所述压迫部在被赋予了张力的状态下，安装在超声波收发面上。

15、根据权利要求14所述的超声波探头，其特征在于，

所述安装部呈圆筒状，套在具有所述超声波收发面的被安装部上。

16、根据权利要求14所述的超声波探头，其特征在于，

在所述保持部上具有卡合所述安装部的卡合部，所述安装部的一端卡合在所述卡合部上。

17、根据权利要求14所述的超声波探头，其特征在于，

具有压迫操作部，所述压迫操作部经由所述管注入/排出所述液体，从而使所述压迫部膨胀、收缩。

18、根据权利要求14所述的超声波探头，其特征在于，

在所述前端部具有正交的两个所述超声波收发面，在所述两个超声波收发面上分别安装有气囊的所述压迫部。

19、一种超声波诊断装置，从超声波探头发送超声波，所述超声波探头具有对被检测体的生物体组织施加压迫的压迫装置，测量从所述被检测体产生的反射回波信号，得到帧数据，使用该帧数据，基于一对所述帧数

据求出多个测量点处的生物体组织的弹性信息，基于求出的所述弹性信息生成弹性图像进行显示，具有权利要求 14~18 中任一项所述的所述超声波探头。

20、根据权利要求 19 所述的超声波诊断装置，其特征在于，具有测量所述压迫部内的压力的压力传感器。

压迫装置及使用该压迫装置的超声波探头和超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及取得超声波诊断的弹性信息时使用的压迫装置及使用该装置的超声波探头和超声波诊断装置。

背景技术

在超声波诊断中，测量生物体内部的组织的硬度或软度，来诊断肿瘤的有无或癌等恶性肿瘤的有无。具体而言，对生物体施加压迫，测量由此产生的生物体内部各部位的变位，基于该变位来运算生物体各部的变形或弹性率等弹性信息，将该弹性信息图像化而供诊断使用。

作为对生物体施加压迫的方法，通常广泛地采用下述方法：以用手法式或机械式将超声波探头的超声波收发面推压到被检测体内的测量对象上。在专利文献1、专利文献2中，提出了一种经直肠用超声波探头的压迫装置，其代替用手将超声波探头推压到生物体的表皮进行压迫，而如前列腺诊断等那样插入到体腔内来使用。

专利文献1：美国专利 US2002/0068870A1 号公报

专利文献2：WO2006/041050A1 号公报

但是，根据专利文献1、专利文件2中记载的压迫方法，在插入到与超声波探头头部的轴径相比较大的体腔内而使用的情况下，为了得到需要的压迫力，需要在超声波探头表面和膜之间注入足够量的液体。

因而，必须注入液体直到气囊（balloon）膜上产生的张力到达阈值张力为止，所以初期注入量变多，到产生测量所需的压迫力为止，产生时间延迟。即，由于初期注入量较多，气囊内的液体进出，有不能平滑地进行反复施加微小的压缩的压迫操作的可能性。

发明内容

本发明的目的在于提供平滑地进行压迫操作的压迫装置及使用该压

迫装置的超声波探头和超声波诊断装置。

为了实现上述目的，在本发明中，压迫装置具有安装在超声波探头的超声波收发面上而使用的气囊，通过该气囊对被检测体进行压迫，其中，所述气囊具有：由弹性部件形成的中空压迫部、向所述压迫部注入/排出液体的管、和与所述压迫部的周缘连接而使所述压迫部安装在所述超声波探头的超声波收发面上的安装部，所述安装部或所述压迫部的内径构成得比所述超声波探头的被安装部的外径小。由于对所述压迫部赋予张力，所以可通过较少的初期注入量迅速地开始压迫。因此，可平滑地进行压迫操作。

此外，超声波探头具备：具有超声波收发面的前端部、与所述前端部连结且检测者用手握住而进行保持用的保持部、通过气囊对被检测体进行压迫的压迫装置，其中，所述气囊具有：由弹性部件形成的中空压迫部、向所述压迫部注入/排出液体的管、和使所述压迫部安装在超声波收发面上的安装部，所述压迫部在被赋予了张力的状态下，安装在超声波收发面上。由于对所述压迫部赋予张力，所以可通过较少的初期注入量迅速地开始压迫。因此，可平滑地进行压迫操作。

此外，超声波诊断装置从超声波探头发送超声波，所述超声波探头具有对被检测体的生物体组织施加压迫的压迫装置，测量从所述被检测体产生的反射回波信号，得到帧数据，使用该帧数据，基于一对所述帧数据求出多个测量点处的生物体组织的弹性信息，基于求出的所述弹性信息生成弹性图像进行显示，其中，具有所述超声波探头。由于对压迫部赋予张力，所以可通过较少的初期注入量迅速地开始压迫。因此，可平滑地进行压迫操作。进而，由于可使压迫部内的液体层的厚度较薄，所以能得到抑制了噪音的影响的弹性图像，所述噪音是由液体层的多重反射而产生的。

附图说明

图1是表示采用本发明的压迫装置而形成的超声波诊断装置的构成的框图。

图2是本发明的压迫装置的气囊的实施例1的构成图。

图3是安装实施例1的气囊而使用的超声波探头的一例的构成图。

图 4 是安装有实施例 1 的气囊的超声波探头的构成图。

图 5 是对实施例 1 的气囊的制造方法进行说明的图。

图 6 是对实施例 1 的赋予了初期张力的气囊的压迫操作进行说明的图。

图 7 是对由气囊的液层厚度产生的多重反射的噪音进行说明的图。

图 8 是对由气囊的液层厚度较厚的情况下的多重反射产生的噪音进行说明的图。

图 9 是对添加用于将气囊安装到适当位置上的标记的实施例进行说明的图。

图 10 是安装有实施例 2 的气囊的超声波探头的构成图。

图 11 是本发明的压迫装置的气囊的实施例 3 的构成图。

图 12 是安装实施例 3 的气囊的端射型 (end fire) 的超声波探头的一例的构成图。

图 13 是表示将实施例 3 的气囊安装到端射型的超声波探头后的状态的图。

图 14 是实施例 3 的变形例的气囊的构成图。

图 15 是向气囊注入/排出液体的压迫操作部的实施例的构成图。

具体实施方式

下面，使用附图，对采用了本发明的压迫装置及使用该压迫装置的超声波探头和超声波诊断装置的实施方式进行说明。图 1 是表示采用了本发明的压迫装置的超声波诊断装置的一实施方式的构成的框图。

如图 1 所示，在超声波诊断装置 1 中，具备：经由气囊 38 与被检测体 10 抵接而使用的超声波探头 12；经由超声波探头 12 隔开时间间隔对被检测体 10 反复发送超声波的发送部 14；接收从被检测体 10 产生的时间序列的反射回波信号的接收部 16；控制发送部 14 和接收部 16 的收发控制部 17；对由接收部 16 接收的反射回波进行整相加法运算的整相加法运算部 18。从整相加法运算部 18 输出的 RF 信号帧数据被导入到断层图像构成部 20，在那里构成被检测体的浓度断层图像（例如黑白的 B 模式像）。由断层图像构成部 20 构成的浓淡断层图像的输出信号在黑白扫描转换器 22 中

变换，以便符合图像显示器 26 的显示。

此外，从整相加法运算部 18 输出的 RF 信号帧数据被存储在 RF 信号帧数据存储部 28 中。变位测量部 30 从 RF 信号帧数据存储部 28 至少选择两个帧数据，测量被检测体 10 的生物体组织的变位。由变位测量部 30 测量的变位信息被输入到弹性信息运算部 32 中，在那里求出生物体组织的变形或弹性率。由弹性信息运算部 32 运算出的变形或弹性率被输入到弹性图像构成部 34 中，在那里构成与变形或弹性率对应的彩色弹性图像。由弹性图像构成部 34 构成的彩色弹性图像的输出信号被输入到彩色扫描转换器 36 中，在那里进行变换，以便符合图像显示器 26 的显示。切换加法运算部 24 进行显示形式的切换，使从黑白扫描转换器 22 输出的 B 模式像、和从彩色扫描转换器 36 输出的彩色弹性图像重合，或并列地显示，将合成后的合成图像显示到图像显示器 26。以上的构成安装于公知的超声波诊断装置，所以省略详细的说明。

接着，对本发明的压迫装置及使用该压迫装置的超声波探头中特有的构成进行详细地说明。本实施例的压迫装置具有气囊 38、压力传感器 40、流量传感器 42、压迫操作部 44、压迫操作评价部 46 及气囊液层厚度运算部 48 而构成。在超声波探头 12 上，安装有用于压迫被检测体 10 的气囊 38。气囊 38 由能使超声波通过的材质形成为袋状，覆盖安装在超声波探头 12 的超声波收发面上。气囊 38 优选由例如聚氨酯、氯乙烯、乳胶（天然橡胶）、硅等、即使对生物体也安全的原材料的膜、且具有弹性的材质形成。

在气囊 38 的内部填充有水或油等液体，通过从压迫操作部 44 向气囊 38 注入/排出液体，而使气囊 38 膨胀、收缩。如果通过压迫操作部 44 使气囊 38 膨胀，则可增强向被检测体 10 的压迫，如果使气囊 38 收缩，则可放缓向被检测体 10 的压迫。压迫操作部 44 的操作在自动的情况下，可通过装置控制接口部 50 进行，但也可通过手动进行。

此外，通过流量传感器 42 检测由压迫操作部 44 注入/排出的液体的注入排出流量。此外，通过压力传感器 40 检测气囊 38 的内部的液体的压力。气囊液层厚度运算部 48 构成为：基于 RF 信号帧数据存储部 28 的 RF 信号帧数据，通过运算求出气囊 38 的超声波传播方向的液层厚度，求出向

气囊 38 注入/排出的液体的注入排出流量。压迫操作评价部 46 构成为：根据由流量传感器 42 或气囊液层厚度运算部 48 求出的液体的注入排出流量、或者由压力传感器 40 检测出的液体的压力，运算对与气囊 38 相接的被检测体 10 的超声波扫描区域的组织施加的压力（压迫力）。由压迫操作评价部 46 运算出的压力信息被输入到弹性信息运算部 32，根据上述压力信息和变位测量部 30 的变位信息，求出弹性率。

下面，基于压迫装置的实施例对本发明进行说明。

实施例 1

图 2 是本发明的压迫装置的气囊 38 的实施例 1 的构成图，图 3 是表示超声波探头 12 的一例的构成图，图 4 是表示安装有气囊 38 的超声波探头 12 的一例的构成图。

图 2 (a) 是从前端侧观察气囊 38 的图，图 2 (b) 是侧视图，图 2 (c) 是俯视图。如图 2 (a) 所示，气囊 38 由具有弹性的带状薄片部件 61 形成筒状（环状）。带状薄片部件的筒状的安装部 61 的内径形成得比超声波探头 12 的超声波探头头部 101（被安装部）的外径小。并且，如图 2 (b) (c) 所示，在带状薄片部件 61 的一部分上，形成有中空压迫部 62，且具有与压迫部 62 连通且向压迫部 62 注入/排出液体的管 63a、63b 而形成。即，安装部 61 连接在压迫部 62 的周缘上。压迫部 62 具有比超声波收发面 102 的面积大的面积而形成。另外，管 63a、63b 的另一端与图 1 的压迫操作部 44 连结而使用。

如图 3 (a) 所示，超声波探头 12 被称为经直肠用超声波探头，具有插入到体腔内的圆筒状的超声波探头头部 101，在超声波探头头部 101 的外表面上，设有具有横截面用的振子组的超声波收发面 102、和具有与横截面正交的纵截面的振子组的超声波收发面 103。超声波探头头部 101 经由圆筒状的连结部 104 而与通过检测者用手握住来保持的保持部 105 连结。另外，图 3 (a) 是从前端侧观察超声波探头头部 101 的图，图 3 (b) 是侧视图，图 3 (c) 是俯视图。

图 4 中表示在超声波探头 12 上安装了气囊 38 后的形状。图 4 (a) 是从前端侧观察安装了气囊 38 的超声波探头头部 101 的图，图 4 (b) 是侧视图，图 4 (c) 是俯视图。安装部 61 呈圆筒状，将安装部 61 扩张而套在

超声波探头 12 的超声波探头头部 101 的周缘上。安装部 61 使压迫部 62 安装在超声波收发面 102 上，压迫部 62 在被赋予了张力的状态下，被安装在超声波收发面 102 上。这样，形成为筒状的带状薄片部件 61 兼作为将气囊 38 安装到超声波探头 12 上的安装部 61 而形成。

参照图 5，对实施例 1 的气囊 38 的制造方法进行说明。如图 5 (a) 所示，气囊 38 由具有弹性的相同形状的两个带状薄片部件 61a、61b、两根管 63a、63b 形成。如图 5 (b) 所示，使两根管 63a、63b 的前端位于形成压迫部 62 的区域，除了形成压迫部 62 的区域外，将两个带状薄片部件 61a、61b 的周缘部熔接密封。此时，带状薄片部件 61a、61b 和管 63a、63b 的外表面也相互熔接。由此，可在带状薄片部件 61 的一部分上形成压迫部 62。而且，如图 5 (c) 所示，可通过将带状薄片部件的两端部 61c、61d 重合并熔接，而形成筒状的气囊 38。另外，带状薄片部件 61a、61b 及管 63a、63b 的密封并不限于熔接，也可使用强力的粘接剂进行粘接，而将压迫部 62 密封。此外，以不将两根管 63a、63b 的流路堵塞的方式进行熔接或粘接。另外，管 63a、63b 单纯地并列连接在压迫操作部 44 上。

这样将管两根并列地设置的理由在于，能够使管 63a、63b 的直径较小，使包含超声波探头 12 的超声波探头头部 101 在内的外形较小，从而容易插入到体腔内。此外，在压迫部 62 中的液体中进入了气泡的情况下，从管 63a 向压迫部 62 注入液体，从压迫部 62 向管 63b 排出液体，将气泡除去。

这样的本实施例的气囊 38 备有将具有弹性的带状薄片部件 61 形成为筒状的安装部，并且安装部的内径形成得比超声波探头 12 的超声波探头头部 101 (被安装部) 的外径小，所以在覆盖安装在超声波探头头部 101 上时，将带状薄片部件 61 的安装部扩张而安装。而且，在安装部收缩时的张力的作用下，气囊 38 积极地将超声波探头头部 101 紧固而进行安装，对压迫部 62 的薄片膜赋予张力 (初期张力)。该初期张力可通过改变带状薄片部件 61 的筒径而进行调整。例如，如果使带状薄片部件 61 的筒径变大，则初期张力变小，如果使带状薄片部件 61 的筒径变小，则初期张力变大。

此外，也可以通过带状薄片部件 61 的原材料的弹性及厚度进行调整。

例如，如果使带状薄片部件 61 的原材料的厚度变薄，则初期张力变小，如果使带状薄片部件 61 的原材料的厚度变厚，则初期张力变大。

带状薄片部件 61 使用硅类、聚氨酯类、乙烯（氯乙烯）类、乳胶（天然橡胶）类等具有伸缩性的原材料。带状薄片部件 61 由即使被拉伸也不会被破坏、在强力作用下会返回到原来的状态的材料构成。特别优选地使用以高精度形成为均等的厚度的带状薄片。

另外，在本实施例中，使两张带状薄片 61 重合而形成压迫部 62，但也可由一个部件形成中空的压迫部 62，在该压迫部 62 的两端粘接绳状的条带，将条带缠绕在超声波探头头部 101（被安装部）上，而将压迫部 62 安装到超声波收发面上。

参照图 6，对于从压迫操作部 44 向这样赋予了初期张力的气囊 38 注入/排出液体而对被检测体 10 施加压迫力的动作，进行说明。图 6（a）表示刚安装在超声波探头 12 上后的气囊 38 的状态，图 6（b）表示向安装在超声波探头 12 上的气囊 38 开始了液体的注入后的状态。如图 6（a）所示，通过将气囊 38 安装在超声波探头 12 上，而对压迫部 62 的薄片膜赋予初期张力 T_0 。因而，在向气囊 38 内注入液体时，压迫部 62 的液体的压力为与初期张力 T_0 对应的初期压力 P_0 。

进而，向压迫部 62 注入液体，如果超过阈值张力 T_1 时，如图 6（b）所示，压迫部 62 的膨胀开始，所述阈值张力 T_1 对应于能够对抗超声波探头 12 的推压力 F_0 的压力。由此，对被检测体 10 的对象组织 64 施加的压力 F 增加，对象组织 64 产生变形。

因而，根据本实施例的压迫装置及超声波探头，可通过较少的初期注入量 V_0 ，使气囊 38 引起的压迫迅速开始。特别是，即使对于微小注入量变化 ΔV （例如 0.1~0.5CC 左右），在压迫部 62 的薄片膜面的整个区域中，也能敏感地使压迫部 62 膨胀或收缩，可通过纤细的压迫操作使对象组织 64 产生变形。此外，由于阈值张力 T_1 遍及薄片膜面的整个区域而被赋予，所以即使有与对象的生物体组织未接触的面区域，膨胀、收缩也不会仅集中在该区域，能够对与生物体组织接触的接触面区域以与阈值张力对应的压力施加压迫。因此，可平滑地进行压迫操作。

此外，根据本实施例的超声波诊断装置，由于可使向气囊 38 的液体

的初期注入量 V_0 变少, 所以可使压迫部 62 内的液体层的厚度 d 变薄。结果, 可得到抑制了噪音的影响的弹性图像, 所述噪音是由液体层的多重反射而产生的。特别是, 在本实施例 1 的气囊 38 中, 若将初期张力 T_0 设定为阈值张力 T_1 以上, 则即使在初期注入量 V_0 几乎为零的状态下, 也可通过稍许的注入量变化 ΔV 来压迫对象组织 64。

因而, 如图 7 所示, 可将多重反射的噪音 65 产生的范围抑制在接近于超声波探头 12 的超声波收发面 102 的范围内。超声波在传播时, 在声阻抗有差异的区域的交界, 发生与该差异的程度对应的强度的反射。因而, 在压迫部 62 在薄膜面和对象组织 64 的表皮的交界处发生反射, 被反射的超声波进而在超声波收发面 102 反射, 再次向对象组织 64 的方向传播。该现象在压迫部 62 的液体层, 多重地发生, 如图 7 的右侧图所示, 在超声波收发面 102 和压迫部 62 的薄片膜面 (=对象组织 64 的表皮) 之间的距离 d 的整数倍的距离处, 出现多重反射的噪音 65。该噪音在对象组织 64 (例如前列腺的区域) 也重叠, 所以以该噪音重叠后的 RF 接收信号为基础而运算的弹性信息也受到噪音的影响, 精度下降, 妨碍诊断。

特别是, 如果根据没有对气囊赋予初期张力的现有技术, 如图 8 的比较例所示, 为了产生阈值张力 T_1 而必须向气囊注入的初期注入量 V_0' 变多, 不得不使气囊 38 的液体层的厚度 d' 变厚。因此, 在弹性图像的较广的范围内出现液体层的多重反射引起的噪音 65, 使弹性图像的 S/N 劣化。特别是, 虽然越是深部而来的反射回波信号越大幅放大而构筑 B 模式像的被称为 TGC (TimeGainControl) 或 STC (SensitivityTimeControl) 的技术通常被应用于超声波诊断装置中, 但是, 由于气囊 38 的薄片膜面的反射越在远离超声波探头 12 的超声波收发面 102 的位置产生, 该反射引起的噪音也越被大幅地增强, 所以使弹性图像的 S/N 显著地劣化。

在本实施例 1 中, 虽然以在经直肠用的超声波探头 12 中使用的气囊 38 为例进行了说明, 但是本实施例并不限于此, 可用于超声波收发面在圆筒状的超声波探头头部的外周面上沿周向延伸而形成的超声波探头中。作为这样的超声波探头, 除了经直肠用外, 还公知有经食道用的超声波探头、经阴道用的超声波探头、指尖安装型的超声波探头、血管用微型探针、内视镜探针。

另外，压迫部 62 的初期张力 T_0 优选超过阈值张力 T_1 ，所述阈值张力 T_1 对应于能够对抗超声波探头 12 的推压力 F_0 的压力，但是并不一定限于此。只要预先对压迫部 62 施加张力，就可使到超过阈值张力 T_1 为止的初期注入量 V_0 比以往少，可尽快使压迫开始，并且可减轻多重反射的噪音引起的弹性图像的图像质量劣化。

根据本实施例 1 的压迫装置，将覆盖安装在超声波探头 12 的超声波收发面 102 上的气囊 38 推压到对象组织上，此时的推压力 F 保持为基准压迫状态。将对气囊 38 赋予了初期注入量 V_0 的状态设为初期状态。可通过压力传感器 40 测量此时的气囊 38 内的液体的压力 P ，在压迫操作评价部 46 中算出单位面积的压迫力 F 。因而，对压迫操作部 44 进行控制并进行气囊 38 内的液体的注入/排出，以使单位面积的压迫力成为基准压迫力的状态。接着，以该基准压迫状态为原点，通过注入/排出微小的注入量变化 ΔV 的液体，使气囊 38 的压迫部 62 膨胀及收缩，对对象组织 64 赋予微小的压力变化 ΔP 。利用由该压力变化 ΔP 在对象组织 64 的内部产生的组织的变位变化，如公知那样，在弹性信息运算部 32 中，运算对象组织 64 的内部产生的组织的变形变化 $\Delta \epsilon$ 及/或弹性率，取得用于诊断的弹性信息。例如，运算变形分布作为弹性信息，进而，构筑变形图像作为弹性图像，并显示到图像显示器 26 上。根据本实施例，检测者可实时地进行弹性的诊断。

另外，气囊 38 及管 63 与超声波探头 12 一起被插入到生物体的体腔内，所以在检查时被污染，因而，与例如通常的前列腺的超声波检查或手术中利用的超声波探头盖同样地每次使用后都被丢弃。此外，气囊 38 及管 63 在灭菌（例如 γ 灭菌）处理后，被捆包到袋等中而进行管理和保管。

此外，如图 9 (b) 所示，在被安装成气囊 38 的中央位置和横截面的超声波收发面的中央位置不一致的情况下，不能保证左右方向的压迫的均等性。鉴于此，如图 9 (c) 所示，优选在气囊 38 的安装部上，添加表示气囊 38 的中央位置的标记 69。该标记可通过印刷而显出，也可通过熔接或粘接等而将突起状的部件设置在气囊 38 上。由此，只要以标记和超声波探头的横截面的超声波收发面的中央位置一致的方式安装气囊 38，就可将气囊 38 容易且可靠地安装在规定位置上，避免安装不适当引起的不均

等的压迫，可提高诊断的再现性。此外，标记 69 并不限于气囊 38 的中央位置，例如即使添加在相当于其 180° 相反侧的超声波探头的背面的部分的部分上，也能对于超声波探头确认规定的位置。

实施例 2

图 10 是表示安装了本实施例 2 的气囊 38 的超声波探头 12 的一例的构成图。与实施例 1 不同点为，在超声波收发面 103 上安装有中空的压迫部 62。

图 10 中，表示在超声波探头 12 上安装了气囊 38 后的形状。图 10 (a) 是从前端侧观察安装了气囊 38 的超声波探头头部 101 的图，图 10 (b) 是侧视图，图 10 (c) 是俯视图。安装部 61 呈圆筒状，将安装部 61 扩张而套在超声波探头 12 的超声波探头头部 101 的周缘上。安装部 61 连接在压迫部 62 的周缘上。安装部 61 使压迫部 62 安装在超声波收发面 103 上，压迫部 62 在被赋予了张力的状态下，被安装在超声波收发面 103 上。这样，形成为筒状的带状薄片部件 61 兼作为将气囊 38 安装到超声波探头 12 上的安装部 61 而形成。虽然超声波收发面 103 呈直线状，但可通过安装部 61 将压迫部 62 安装在超声波收发面 103 上。

在实施例 1、2 中，以在一个超声波探头 12 上安装一个气囊 38 的情况为例进行了说明。但是，本发明并不限于此，在一个超声波探头 12 上设有两个超声波收发面 102、103 的超声波探头 12 的情况下，可在各个超声波收发面 102、103 上独立地设有两个气囊 38。在此情况下，优选地将两个气囊 38 连结而一体地形成，可同时安装两个气囊 38。

此外，两个气囊 38 优选地构成为，各自独立地连结在压迫操作部 44 上，可独立地进行控制。也可将两方的气囊 38 连结在一个压迫操作部 44 上而被同时操作。

例如，在生物体检测时，优先地使纵截面的超声波收发面 103 动作，可构成为，如果切换为纵截面，则纵截面的气囊 38 自动地膨胀、收缩，如果切换为横截面的超声波收发面 102，则横截面的气囊 38 自动地膨胀、收缩。

此外，实时振动设定时，使两方气囊 38 独立地膨胀、收缩，但优选交替地膨胀、收缩，以使一方截面压迫时不会发生截面偏差。

在哪种情况下，都通过与超声波诊断装置的控制信号协调而控制压迫操作部 44，由此可配合帧速率而使压迫速度（注入量/排出量）可变，以便能够进行适当的应变范围中的压迫。

实施例 3

图 11 是表示本发明的压迫装置的气囊 38 的实施例 3 的一例的构成图，图 12 是安装使用了本实施例 3 的气囊 38 的超声波探头 12 的一例的构成图。

使用本实施例 3 的压迫装置的超声波探头 12 如图 12 所示，在圆筒状的插入部 106 的前端部，固定具有半圆筒状的前端面的超声波探头头部 107，在超声波探头头部 107 的圆筒面上，存在有具有振子组的超声波收发面 108。这样的超声波探头 12 是通常被称为端射型的经直肠用超声波探头。图 12 (a) 是从正面观察超声波收发面 108 的图，图 12 (b) 是超声波探头 12 的侧视图，图 12 (c) 是超声波探头 12 的俯视图。

将用于这样的端射型的超声波探头 12 的气囊 38 表示在图 11 中。在图 11 中，图 11 (a) 是气囊 38 的从与超声波收发面 108 对应的正面侧观察的图，图 11 (b) 是侧视图，图 11 (c) 是俯视图。如这些图所示，气囊 38 的带状薄片部件 71（安装部）连接在压迫部 72 的周缘上。设有与压迫部 72 连通的管 73，在带状薄片部件 71 的两端，连接有安装部 74。管 73 的另一端与图 1 所示的压迫操作部 44 连结而使用。安装部 74 对带状薄片部件 71 的压迫部 72 的薄片膜赋予张力。此外，在带状薄片部件 71 的两端的侧缘，连结有由具有弹性的材料形成的一对带状部件 75（安装部）。由于该带状部件 75 的内径比超声波探头 12 的超声波探头头部 107（被安装部）的外径小，所以通过带状部件 75 的弹性力，将带状薄片部件 71 紧固在超声波收发面 108 上而安装。

安装部 74 具有：分别连结于带状薄片部件 71 的两端的两根一组构成的两组条带 76a、76B；将各组条带 76a、76B 连结的连结条带 77a、77B；将连结条带 77a、77B 的另一端连结的钩挂条带 78 而构成。构成安装部 74 的各条带的至少一部分的条带由具有弹性的部件形成。这样构成的气囊 38 如图 13 所示，安装在端射型的超声波探头 12 上而使用。另外，图 13 中，图 13 (a) 表示从正面侧观察将气囊 38 覆盖安装在超声波收发面 108

上的状态的图，图 13 (b) 是侧视图，图 13 (c) 是俯视图。如这些图所示，将由连结带状薄片部件 71 的两端的一对带状部件 75 形成的环状部扩张，同时将压迫部 72 与超声波收发面 108 对位并将其安装在超声波探头头部 107 上。然后，拉伸安装部 74 整体，而使钩挂条带 78 卡合在插入部 106 的后端的卡合部 109。由此，带状薄片部件 71 的两端被牵拉，压迫部 72 的薄片膜在长边方向上伸展，被赋予初始张力。此外，通过一对带状部件 75 的张力，带状薄片部件 71 的两端部在超声波探头头部 107 的周向上被拉伸，与之对应，而对压迫部 72 的薄片膜赋予短边方向的张力。由此，可遍及半圆柱状的超声波收发面 108 的周向以同等的紧固力安装压迫部 72 的薄片膜。

例如可通过将条带 76a、76B 和连结条带 77a、77B 的长度 L 设定为与插入部 106 的长度相比足够短的距离，而对压迫部 72 的薄片膜的初期张力 T_0 进行调整。条带 76a、76B 和连结条带 77a、77B 优选为较硬且难以伸长的弹性材料。此外，钩挂条带 78 优选为较硬且难以伸长，例如聚氨酯管等。此外，该条带 76、连结条带 77、钩挂条带 78 的部件不需要与带状薄片部件 71 分体，也可以与带状薄片部件 71 一体地形成。

此外，也可通过调整插入部 106 的长边方向的长度，来任意地调整压迫部 72 的紧固力。在插入部 106 的内部，备有齿轮或金属丝等（未图示），插入部 106 成为可在长边方向上伸缩的形态。因此，如果在长边方向上拉伸插入部 106，则压迫部 72 的紧固力变大，如果在长边方向上使插入部 106 收缩，则压迫部 72 的紧固力变小。这样，通过调整插入部 106 的长边方向的长度，可最适当地调整压迫部 72 的紧固力。

如图 13 (b) 所示，在压迫部 72 的薄片膜的长边方向端部的区域和中央部的区域，朝向圆筒状的超声波收发面 108 紧固的紧固压力不同。鉴于此，在本实施例 3 中，调整一对带状部件 75 的长度，将带状薄片部件 71 的端部向超声波探头头部 107 的半圆筒的轴心方向牵拉，使压迫部 72 的薄片膜的长边方向端部的区域和中央部的区域的紧固压力相同。

另外，取代图 11 的一对带状部件 75，如图 14 所示，通过具有弹性的薄片部件 79 将带状薄片部件 71 的两侧缘部连结，形成与超声波探头头部 107 的筒径相比直径小一圈的帽部，通过扩开而覆盖在超声波探头头部 107

上，可在压迫部 72 的整个区域实现同等的紧固压力。

因而，在实施例 3 中，在压迫部 72 的区域中，可使压迫部 72 敏感地膨胀或收缩，可通过纤细的压迫操作使对象组织生成变形。此外，由于遍及薄片膜面的整个区域被赋予阈值张力，所以即使有不与对象的生物体组织接触的面区域，膨胀、收缩也不会仅集中在该区域，能够对与生物体组织接触的接触面区域以与阈值张力对应的压力施加压迫。因此，可平滑地进行压迫操作。

在上述实施例 1~3 中，虽然以对在凸面型、直线型及端射型的经直肠用的超声波探头中使用本发明的压迫装置例子进行了说明，但是本发明的压迫装置并不限于经直肠用的超声波探头，可用于经食道用、经阴道用、指尖安装型、血管用微型探针、内视镜探针等任意形状的超声波探头。特征在于，在超声波探头上安装了气囊的状态下，对压迫部的薄片膜赋予初期张力，对压迫部的薄片膜赋予张力的安装部的形状及构造可配合各超声波探头的形状进行设计。此外，对于从外部压迫被检测体的凸面型或直线型超声波探头也能应用实施例 1~3。

实施例 4

实施例 1~3 中所示的气囊 38 的带状薄片部件 61、71 使用具有足够的张力、紧固压、超声波的透过性的材料而形成是重要的。对于弹性可使用实施例 1 中举出的原材料。此外，为了降低图 7、图 8 中说明的超声波的多重反射，使用尽可能薄的膜且与生物体组织的声阻抗匹配的材料。

鉴于此，代替实施例 1 所示的由同样的两个带状薄片部件 61a、61b 形成气囊 38 的情况，如果将与对象组织 64 接触的一侧例如设为带状薄片部件 61a，则另一方的带状薄片部件 61b 并不承担为了压迫对象组织 64 而膨胀及收缩的作用。鉴于此，优选使带状薄片部件 61a 和带状薄片部件 61b 的材质、厚度、硬度不同，使用符合目的的组合。例如，与超声波收发面接触的带状薄片部件 61b 使用比带状薄片部件 61a 薄的薄片，作为气囊 38 能够尽可能做成超声波透过性优良的结构。

实施例 5

在上述实施例 1~4 中，表示了本发明的压迫装置的气囊的实施例。在本实施例 5 中，参照图 15 对向本发明的压迫装置的气囊 38 注入/排出液

体的压迫操作部 44 的实施例进行说明。图 15 表示压迫操作部 44 的一实施例的概念构成。如图 15 所示，气囊 38 的管 63 经由三方活栓 81 与压迫操作注射器 82 和脱泡用注射器 83 连结。图 15 的 (1) ~ (5) 说明注入到气囊 38 的液体的脱泡的顺序。

在压迫装置的使用开始时，如图 15 (1) 所示，向脱泡用注射器 83 填充水等液体。然后，切换三方活栓 81，而成为使气囊 38 仅与脱泡用注射器 83 连通的状态。接着，如图 15 (2) 所示，反复进行脱泡用注射器 83 的推子的插入抽出，将气囊 38 及管 63 (63a、63b) 内的空气及空气泡向脱泡用注射器 83 引导。接着，如图 15 (3) 所示，然后，切换三方活栓 81，仅使脱泡用注射器 83 与压迫操作注射器 82 连通。然后，如图 15 (4) 所示，拉出压迫操作注射器 82 的推子而导入液体，并且使液体在脱泡用注射器 83 和压迫操作注射器 82 之间进出，从而将压迫操作注射器 82 内的空气及空气泡向脱泡用注射器 83 引导。最后，如图 15 (5) 所示，切换三方活栓 81，从而使脱泡用注射器 83 从管 63 离开，成为可进行通常的压迫操作的状态。另外，脱泡用注射器 83 保持在比气囊 38 及压迫操作注射器 82 高的位置。此外通过脱泡用注射器 83 调整初期注入量 V_0 。

如前所述，在气囊 38 的内部的液体中不存在气泡是重要的。鉴于此，根据本实施例，可从气囊 38 及压迫操作注射器 82 内的液体中完全地排出气泡，可进行没有因气囊 38 内存在气泡而产生的噪音的弹性图像诊断。

此外，如前所述，气囊 38 及管 63 使用完被丢弃。鉴于此，将气囊 38、管 63、三方活栓 81、压迫操作注射器 82 及脱泡用注射器 83 预先组装，作为套件而在杀菌处理后进行封装。在此情况下，如果设为注入液体而排出了气泡的状态，则可在开封后安装在超声波探头 12 上后立刻开始使用。此外，作为液体如果使用生食水、脱气水等，则更优选。

虽然是通过超声波诊断装置 1 控制上述实施例的动作，但也可在超声波探头 12 的保持部具有进行气囊的空气的按钮或杆等接口，检测者可通过保持超声波探头 12 的手的动作，对气囊 38 的动作进行切换，也可通过脚开关实现。进而，也可识别由检测者的声音发出的指示而进行切换。

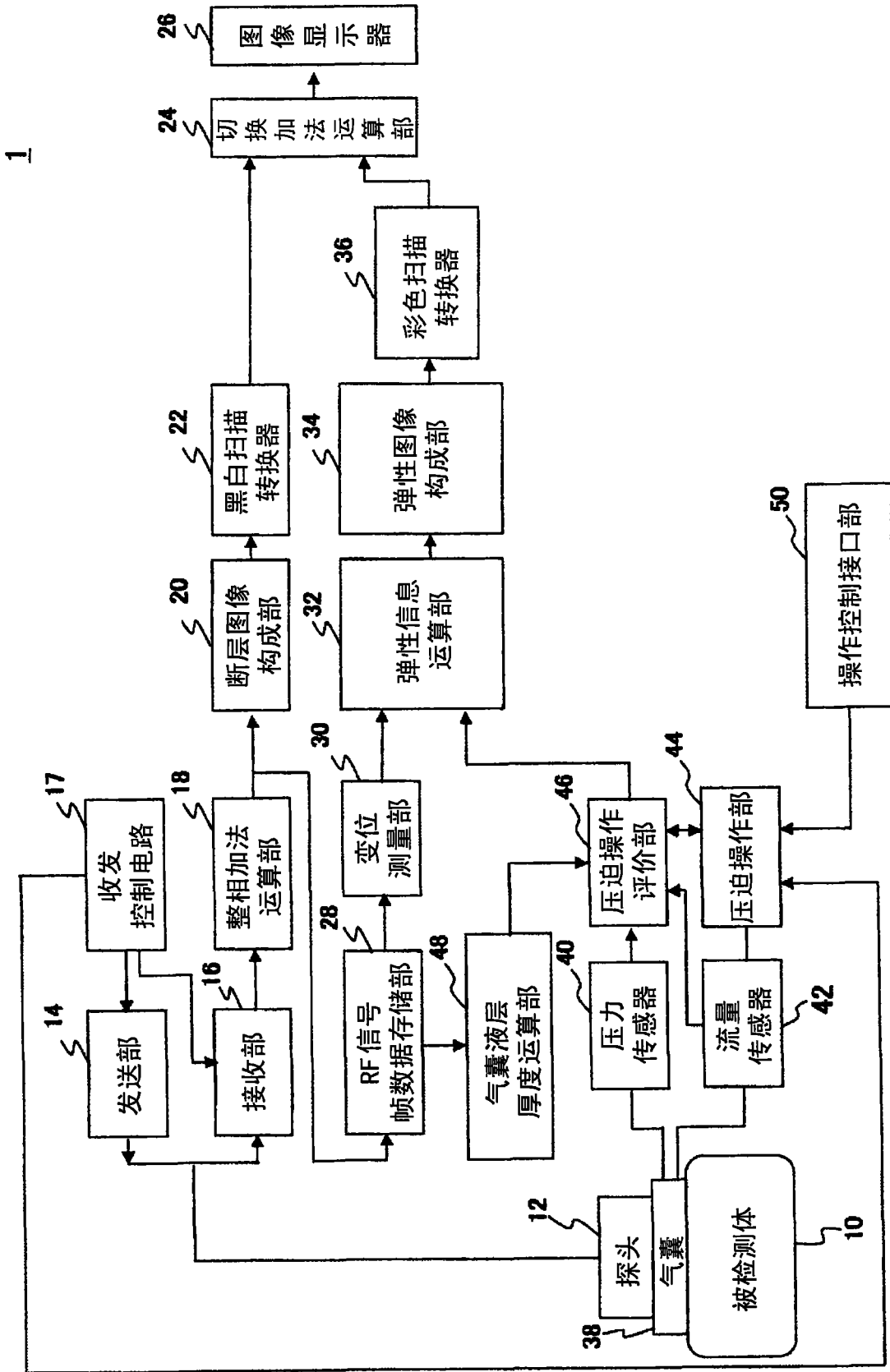


图 1

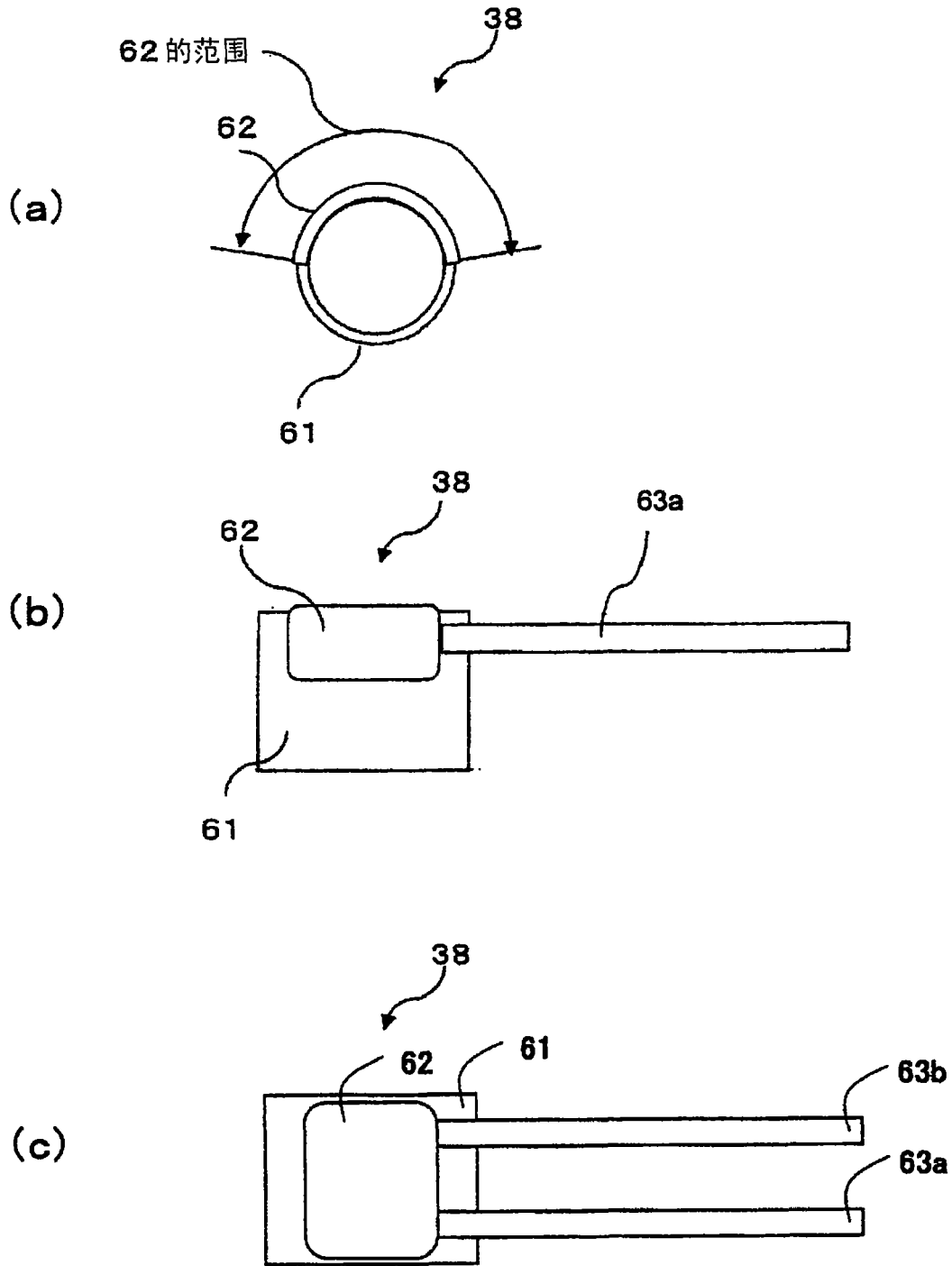


图 2

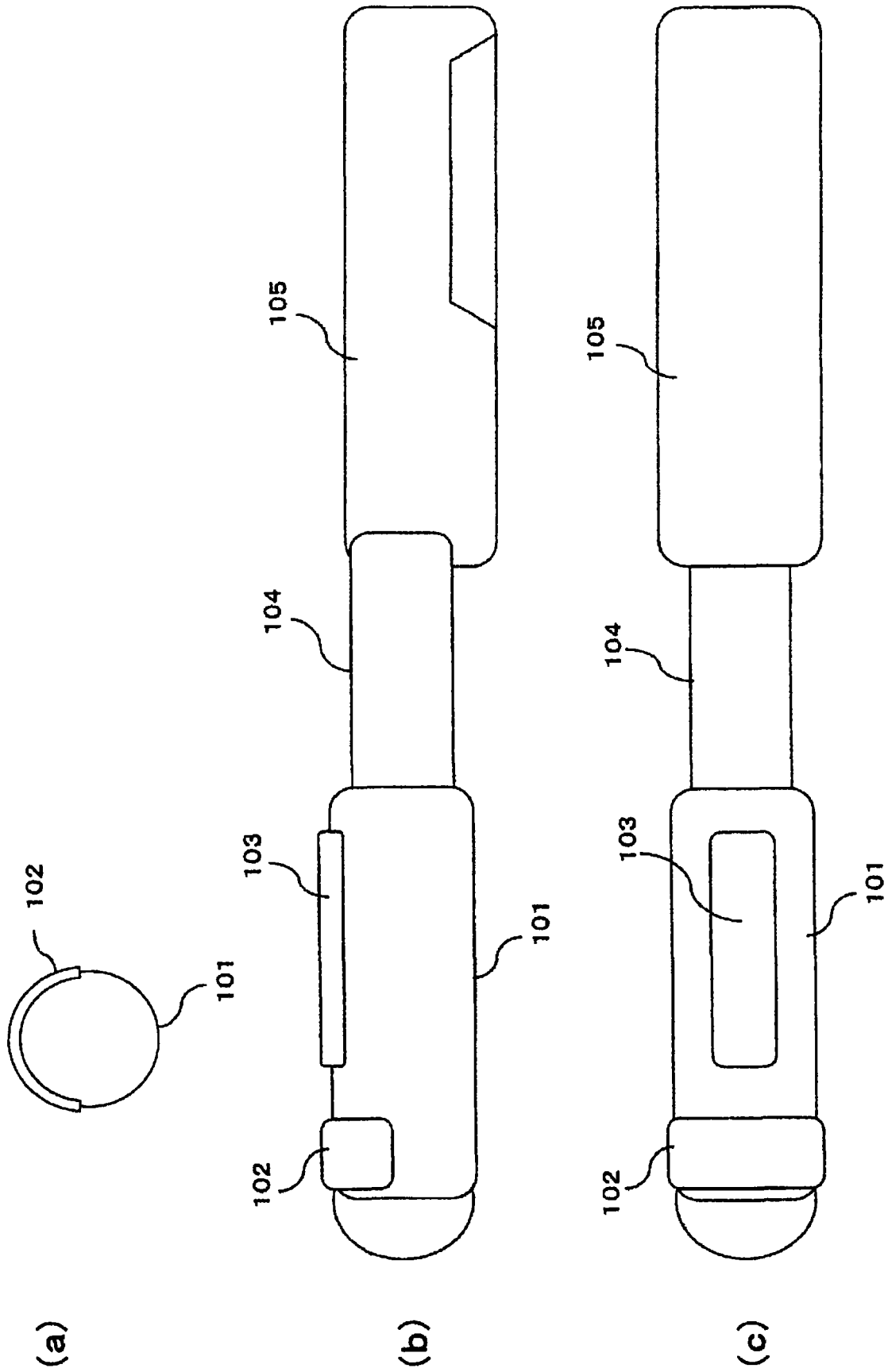


图 3

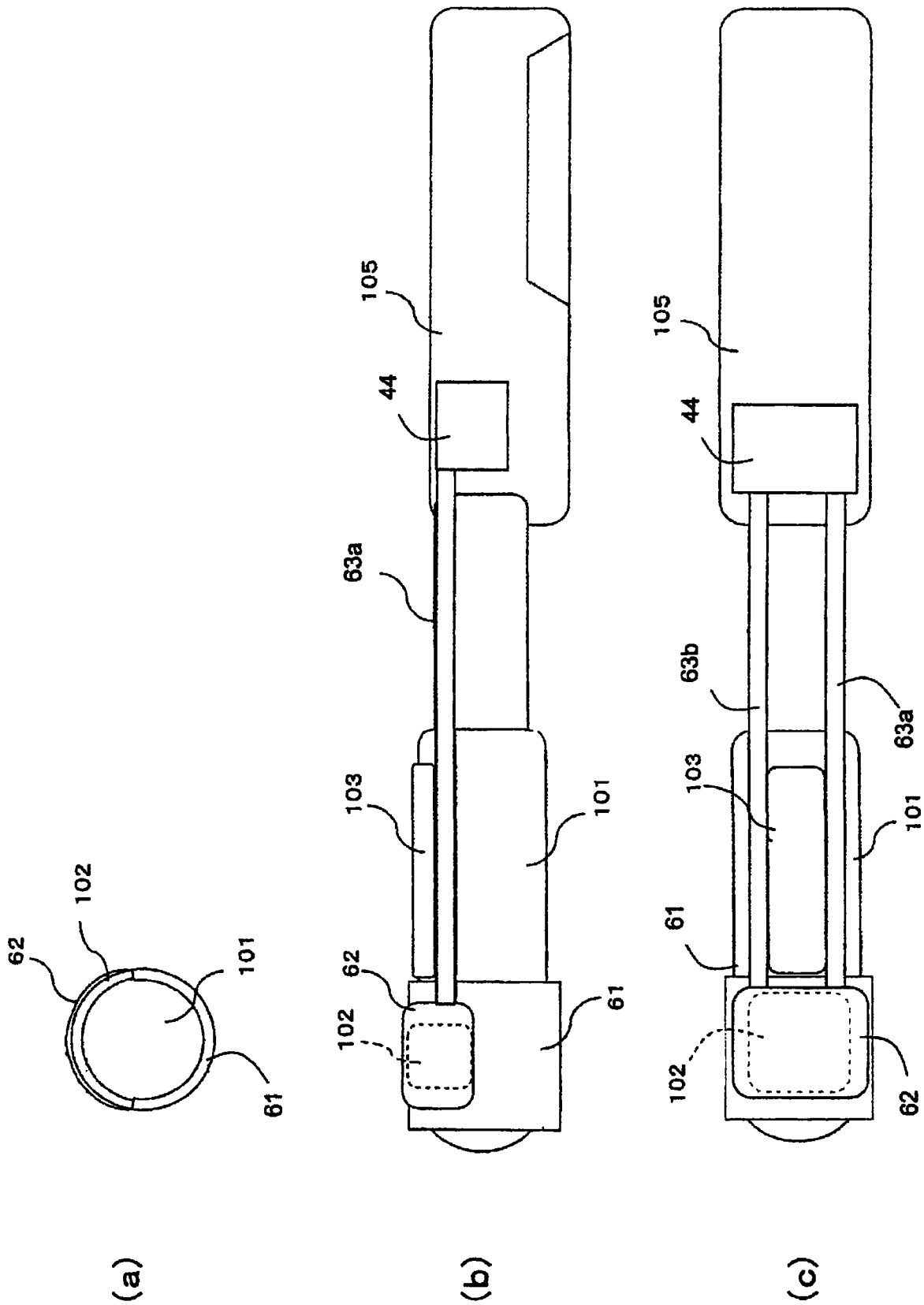


图 4

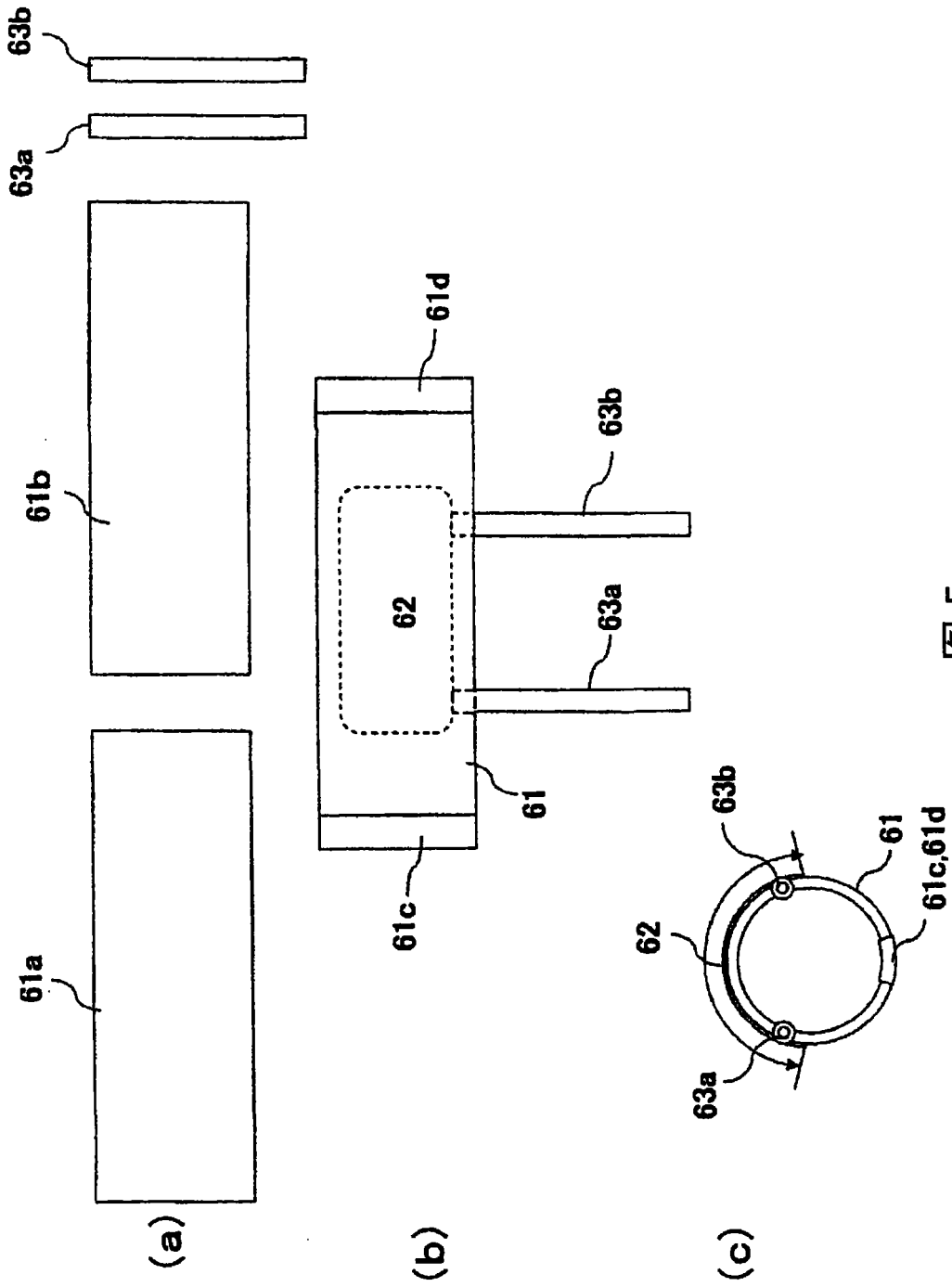


图 5

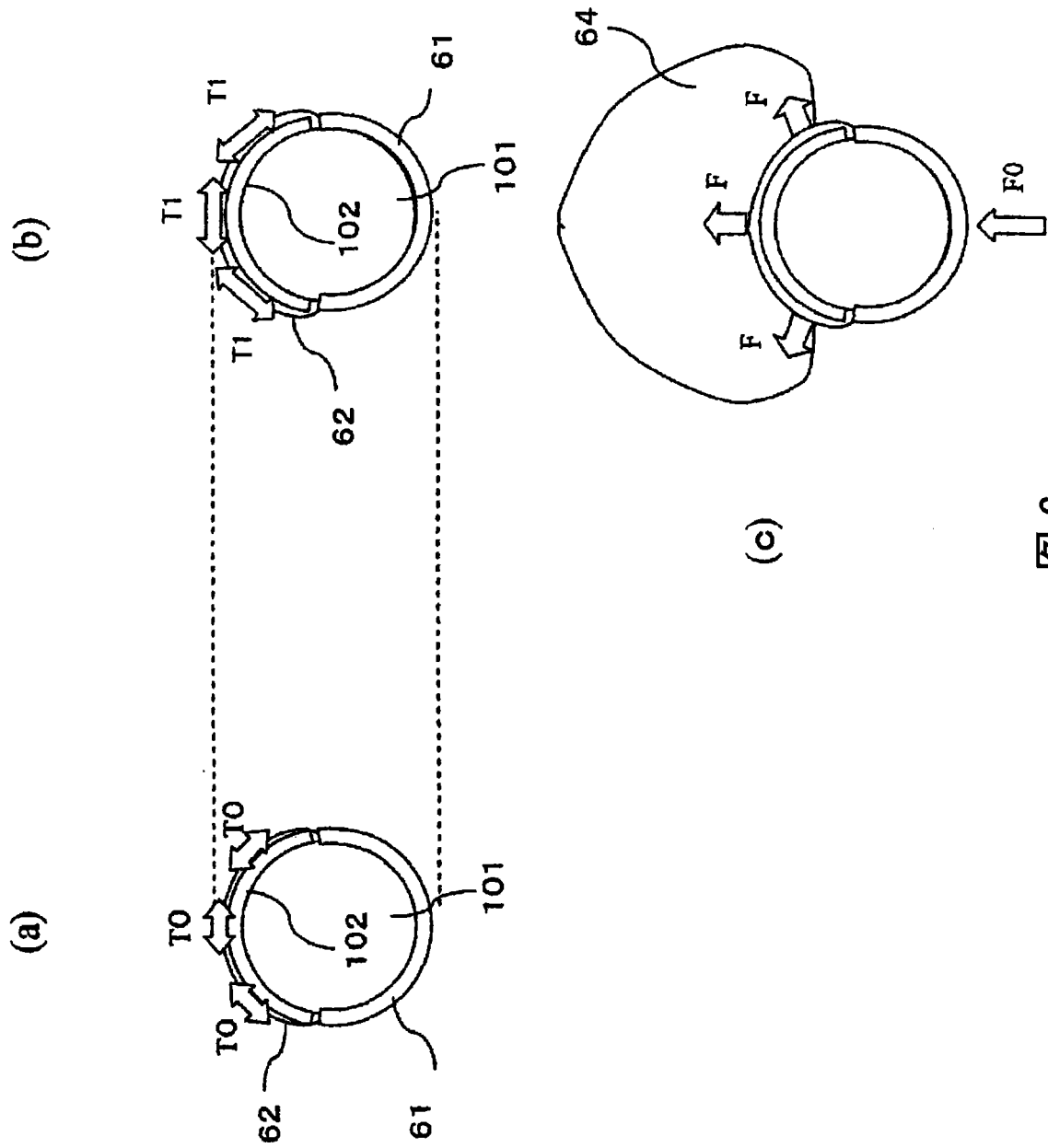


图 6

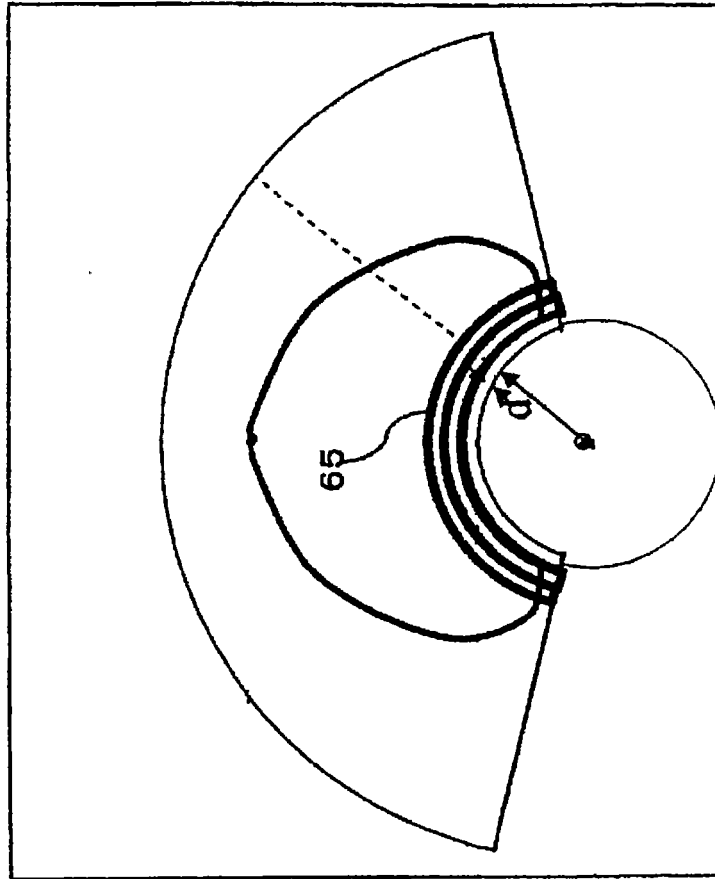
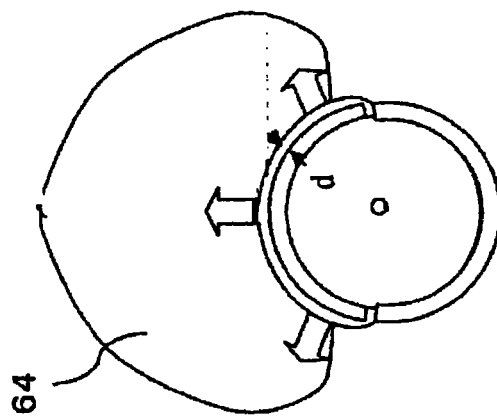
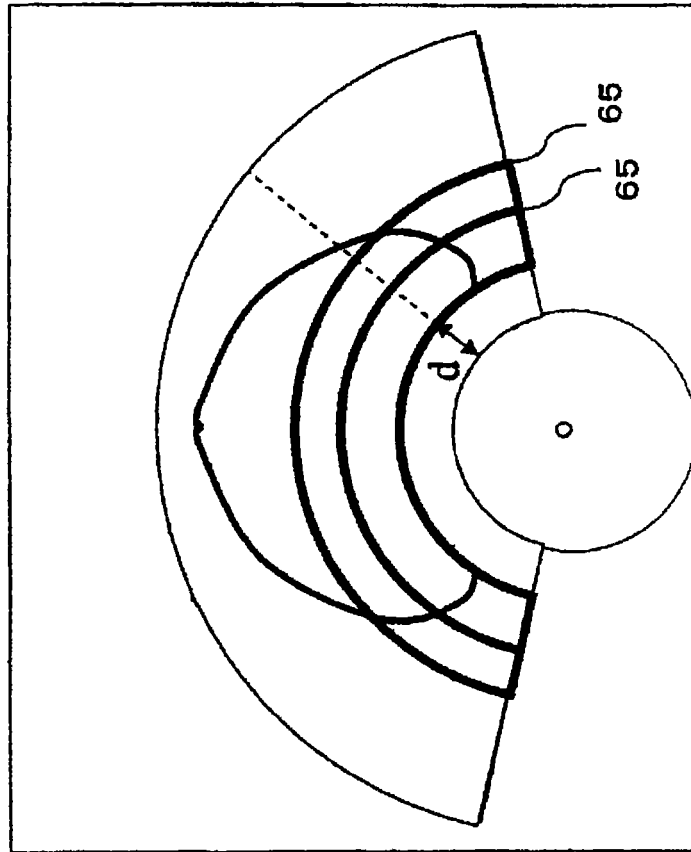
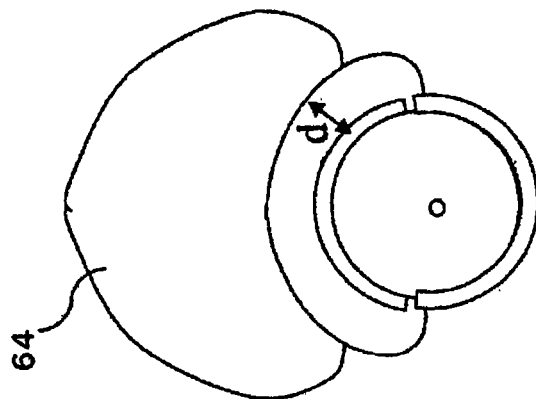


图7





8



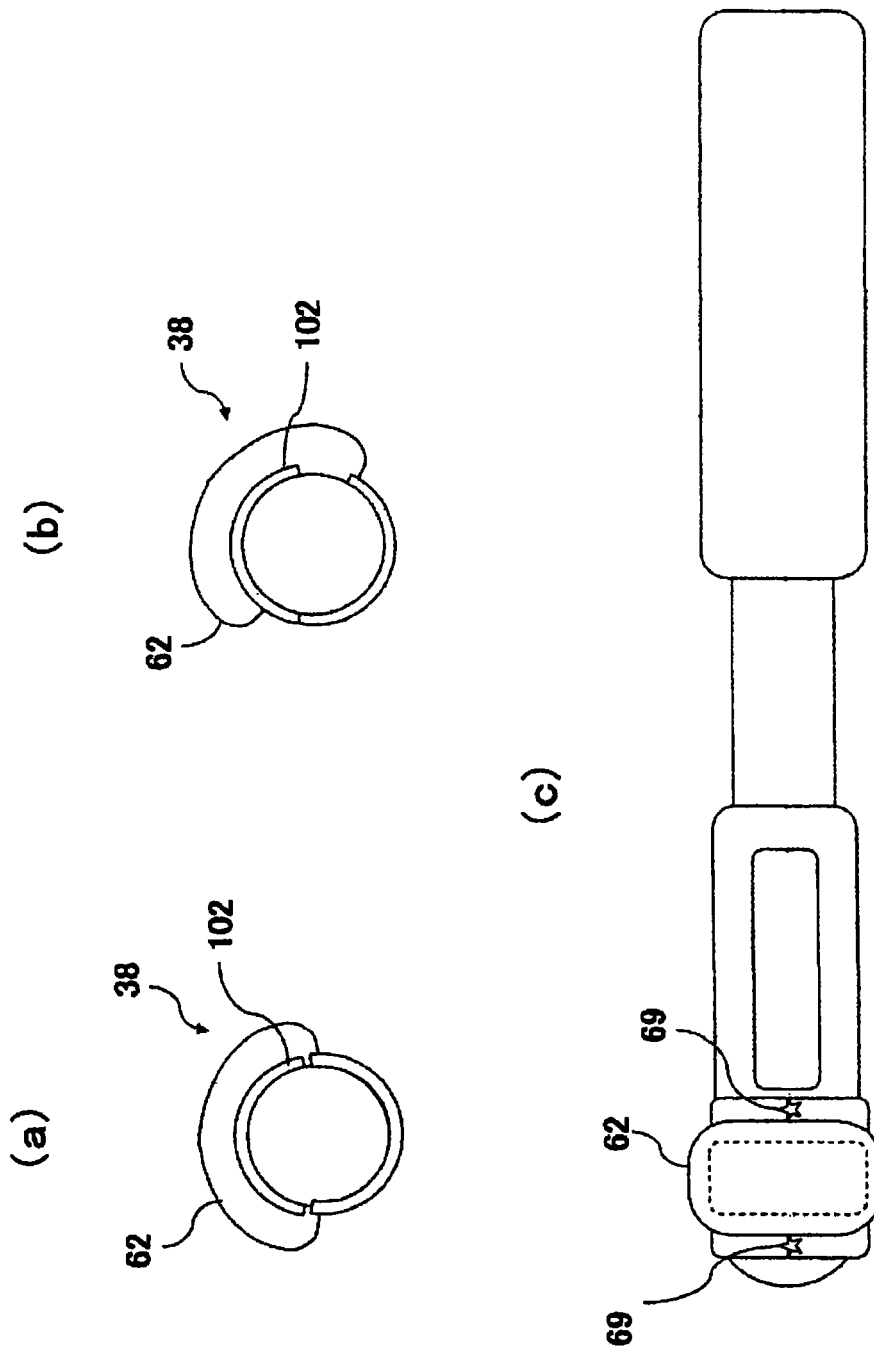


图 9

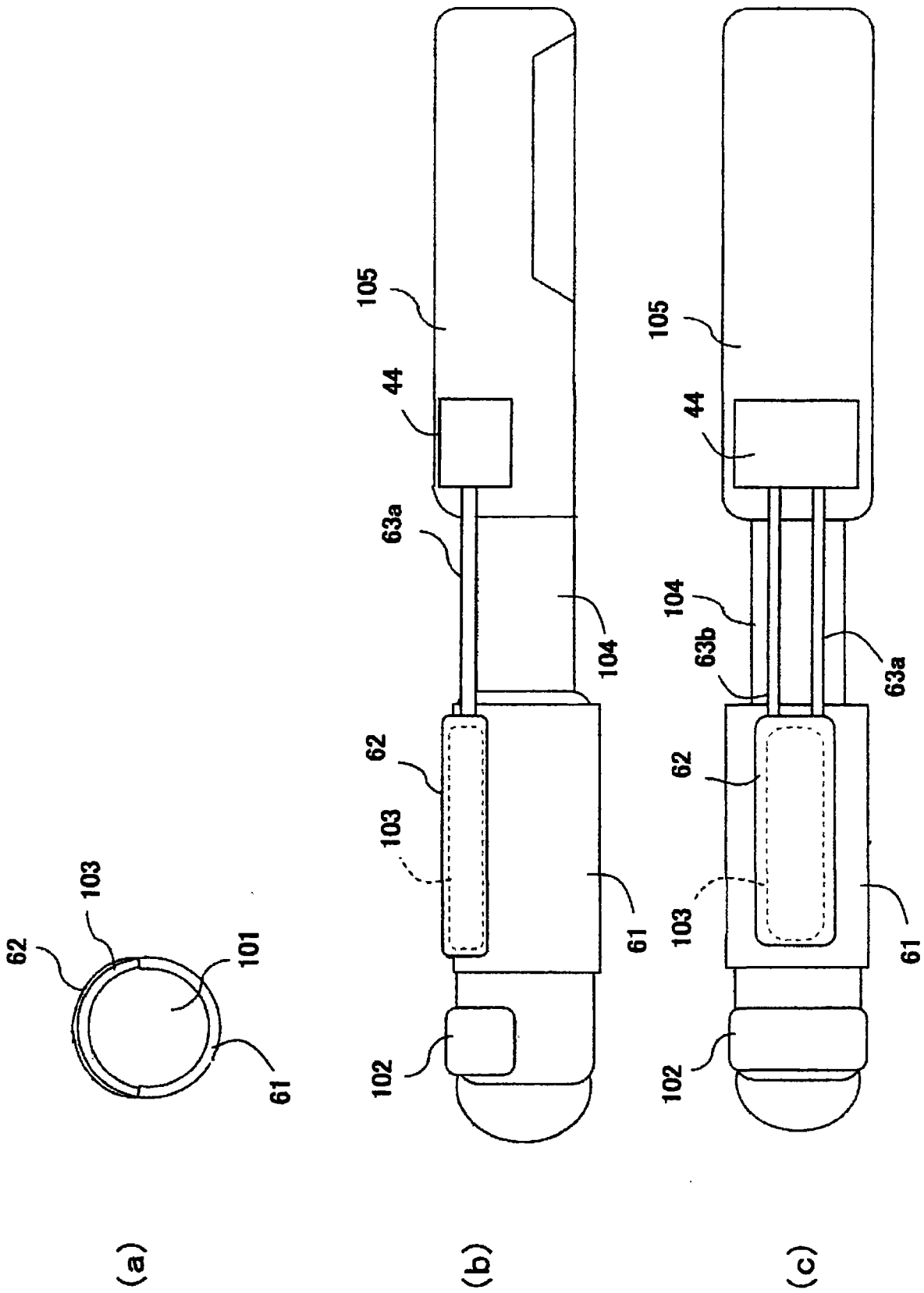


图 10

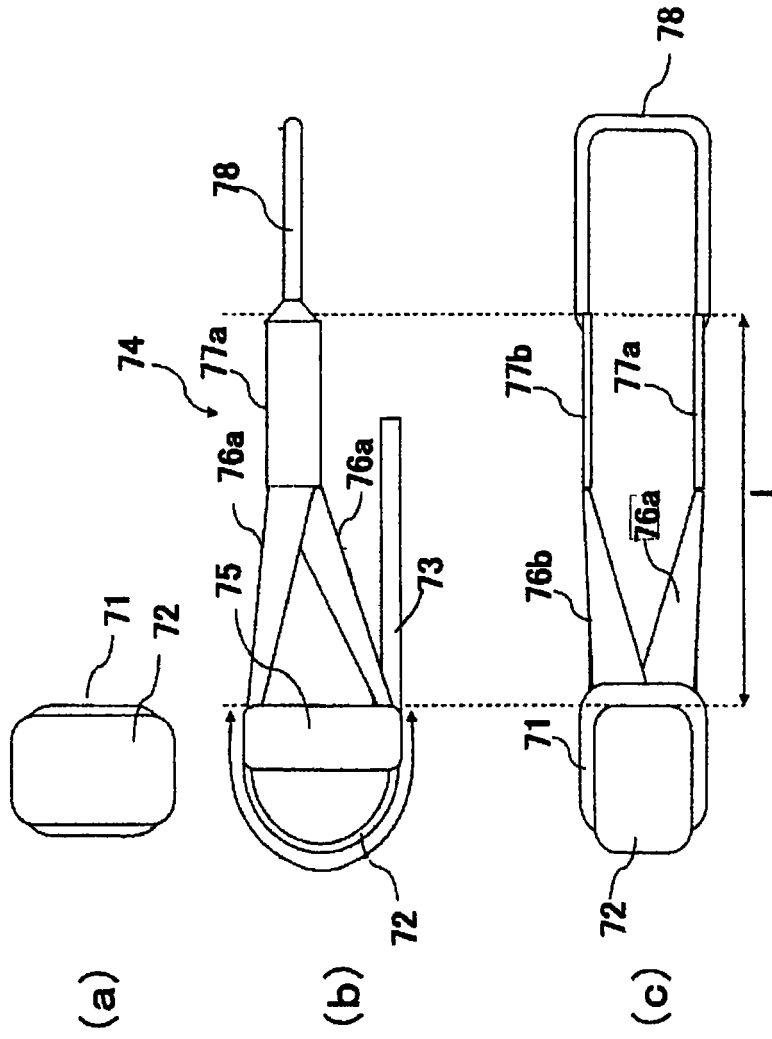


图 11

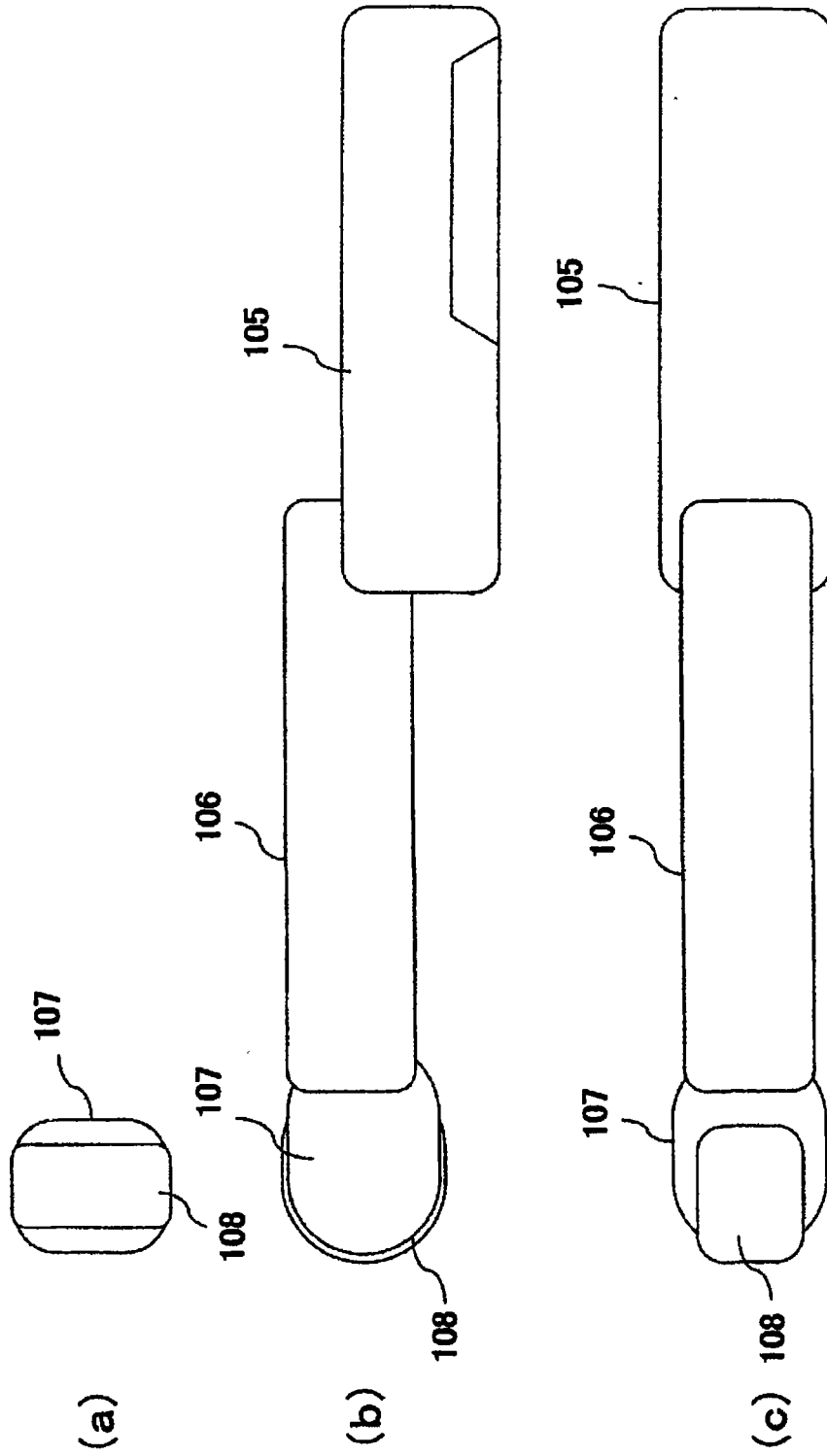


图 12

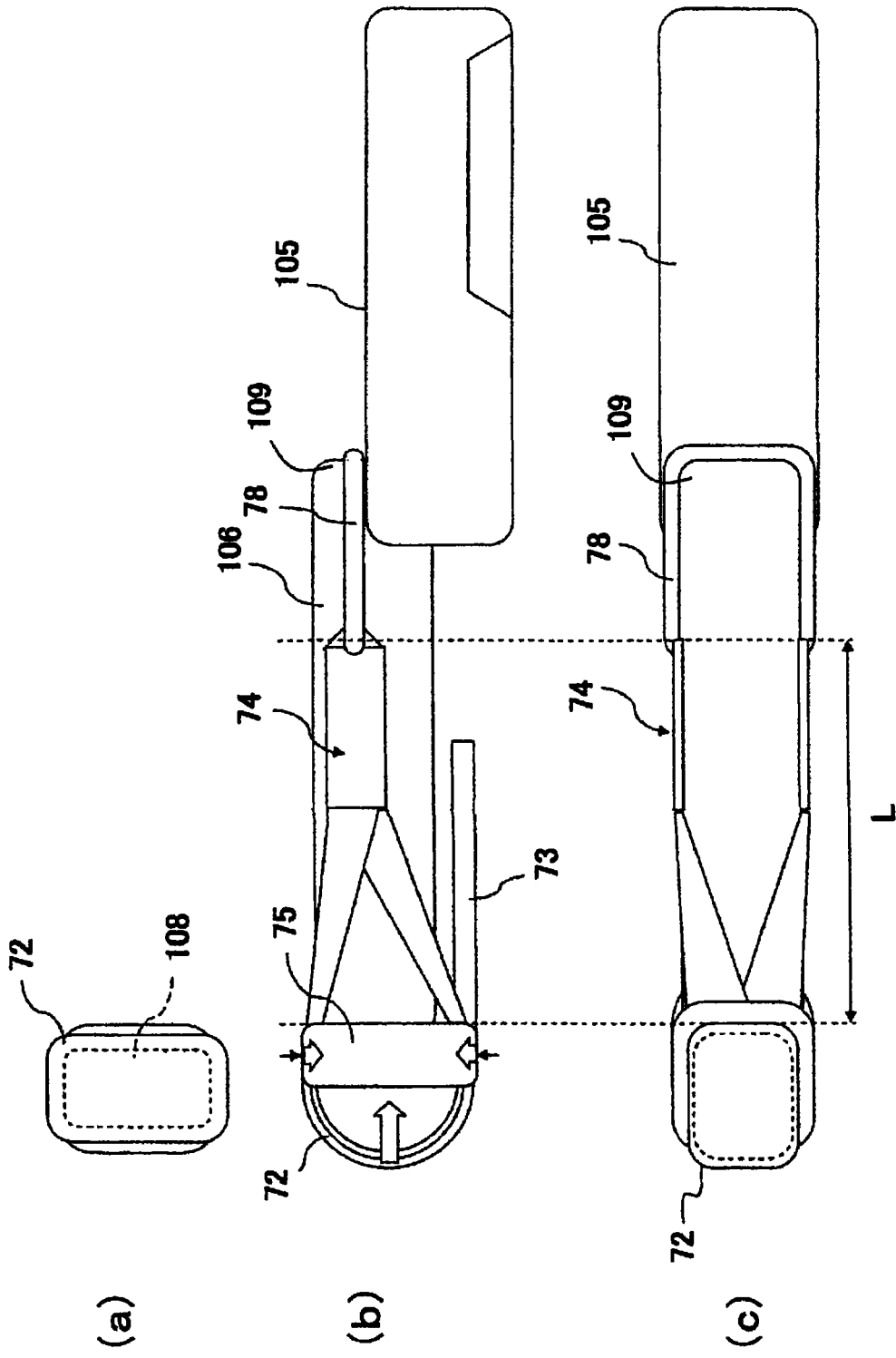


图 13

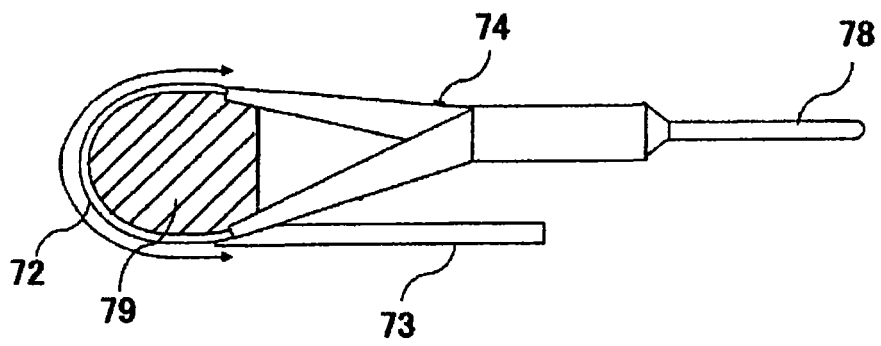


图 14

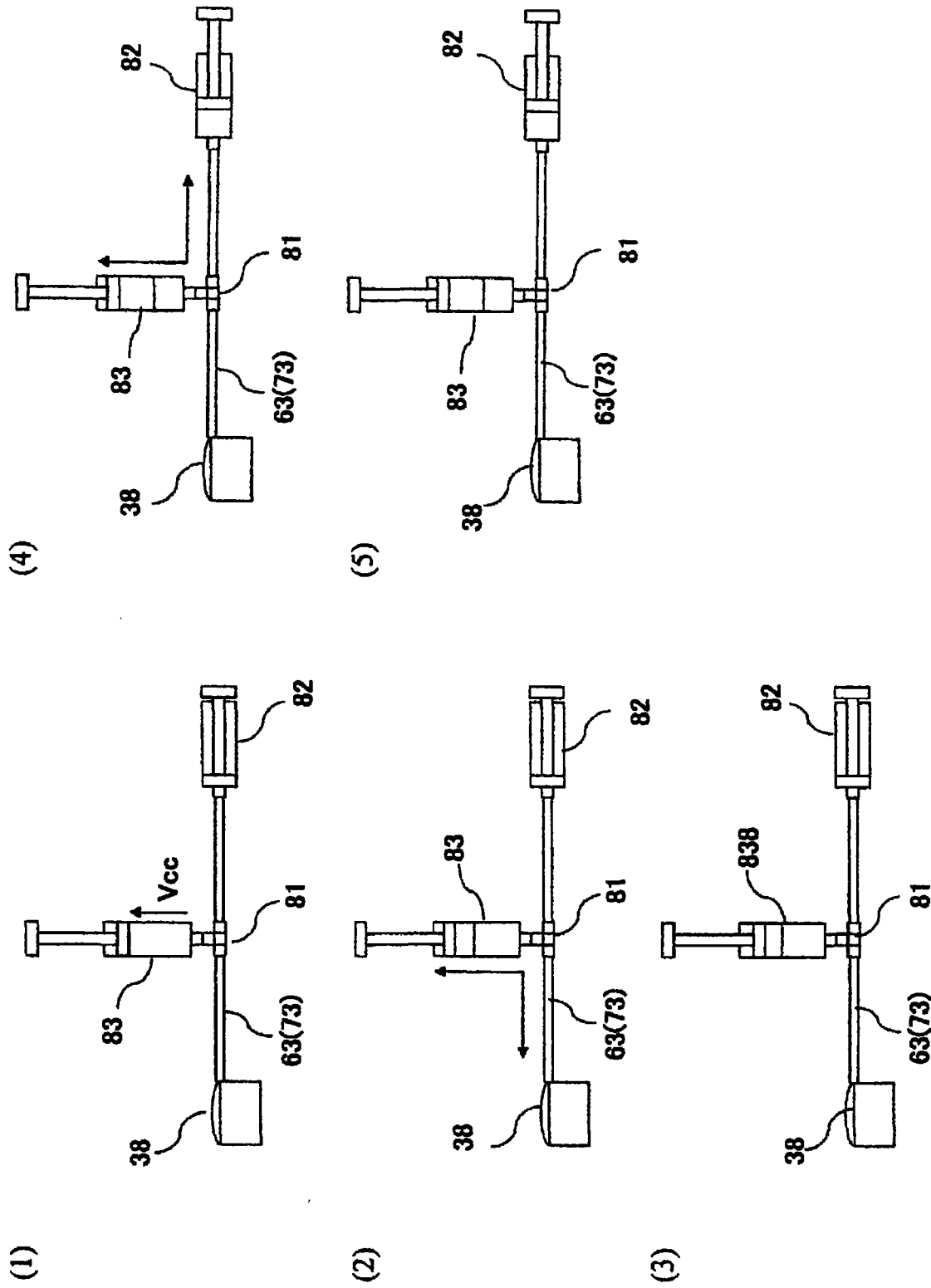


图 15

专利名称(译)	压迫装置及使用该压迫装置的超声波探头和超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101489490A	公开(公告)日	2009-07-22
申请号	CN200780027653.7	申请日	2007-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	松村刚 三竹毅		
发明人	松村刚 三竹毅		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/445 A61B2562/168 A61B8/4281 A61B8/0833 A61B5/6885 A61B8/12 A61B8/485		
代理人(译)	朱丹		
优先权	2006207455 2006-07-31 JP		
其他公开文献	CN101489490B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供平滑地进行压迫操作的压迫装置及超声波探头和超声波诊断装置。本发明的压迫装置具有安装在超声波探头的超声波收发面上而使用的气囊，通过该气囊对被检测体进行压迫，其中，气囊具有：由弹性部件形成的中空的压迫部、向压迫部注入/排出液体的管、和与压迫部的周缘连接而使压迫部安装在超声波探头的超声波收发面上的安装部，安装部或压迫部的内径构成得比超声波探头的被安装部的外径小。由于对压迫部赋予张力，所以可通过较少的初期注入量迅速地开始压迫。因此，可平滑地进行压迫操作。

