



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102753101 B

(45) 授权公告日 2015. 01. 14

(21) 申请号 201180008564. 4

(22) 申请日 2011. 02. 02

(30) 优先权数据

2010-032429 2010. 02. 17 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 08. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/052116 2011. 02. 02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/102221 JA 2011. 08. 25

(73) 专利权人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都

(72) 发明人 田中智彦 东隆 田原麻梨江

桥场邦夫

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 樊建中

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 7155042 B1, 2006. 12. 26, 第 2-5 栏.

US 5840028 A, 1998. 11. 24, 第 2、3、8、9 栏.

US 5840028 A, 1998. 11. 24, 第 2、3、8、9 栏.

M. Sato, H. Kanai, N. Chubachi, H. Honda, Y.

Koiwa. Method for noninvasive estimation of left ventricular end diastolic pressure based on analysis of heart wall vibration. 《ELECTRONICS LETTERS》. 1996, 第 32 卷 (第 11 期), 1-2.

审查员 赵秋芬

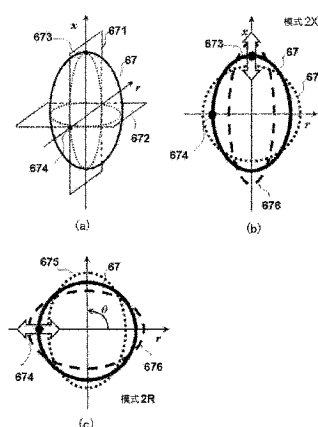
权利要求书2页 说明书14页 附图17页

(54) 发明名称

超声波摄像装置以及信息处理装置

(57) 摘要

本发明提供一种以非侵入的方式测定作为心脏的肌肉的心肌的硬度或者作为心脏的内部的心内压的超声波摄像装置。超声波摄像装置具备：对作为体内的对象物的心脏收发超声波的超声波探头 (2)；对通过超声波探头所接收的反射回波信号进行处理的信号处理部 (15)；将信号处理结果作为图像进行显示的显示部 (14)；和在显示部中所显示的图像中设定规定点的输入部 (10)。信号处理部 (15) 具备：根据反射回波信号识别心脏的形状信息的形状提取部 (152)；根据反射回波信号检测心脏的固有的振动的固有振动检测部 (153)；和计算心肌的硬度或者心内压的运算部 (154)，运算部 (154) 根据心脏的固有振动数精度良好地算出心肌的硬度，根据所算出的心肌的硬度计算心内压。



1. 一种超声波摄像装置,利用超声波来对对象物进行摄像,该超声波摄像装置的特征在于,

具备:

超声波探头,其对作为上述对象物的心脏进行超声波的收发;

信号处理部,其对通过上述超声波探头所接收的反射回波信号进行处理;和

显示部,其显示上述信号处理部的信号处理结果,

上述信号处理部具备:

形状提取部,其根据上述反射回波信号来提取上述心脏的形状信息;

固有振动检测部,其根据上述反射回波信号来检测上述心脏的固有振动;和

运算部,其根据上述形状信息和上述固有振动来计算上述心脏的心肌硬度或者心内压,

上述固有振动检测部,对由上述形状提取部作为上述形状信息而得到的上述心脏内的心腔形状的规定的—个以上的固有振动模式进行检测,算出上述固有振动模式的频率即固有振动数,

上述运算部采用由上述固有振动检测部所算出的多个上述固有振动模式来计算上述心肌硬度或者上述心内压。

2. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述固有振动检测部决定上述心腔形状的上述固有振动模式的检测位置。

3. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述运算部,利用上述形状信息以及上述心肌硬度与上述心内压的关系准则来进行有限要素计算,算出上述心内压或者上述心肌的硬度。

4. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述形状提取部将上述心脏内的左心室近似为椭圆球壳,算出上述椭圆球壳的短轴或者长轴的内径、壳厚、长径短径比。

5. 根据权利要求4所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述运算部根据上述椭圆球壳的固有振动数来算出上述心肌硬度。

6. 根据权利要求5所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述运算部进行将上述椭圆球壳的固有振动数归结到球壳的校正运算。

7. 根据权利要求5所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述运算部采用校正表格来将上述椭圆球壳的固有振动数归结到球壳。

8. 根据权利要求5所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述运算部,采用椭圆球壳近似时的上述心肌硬度和上述心内压的关系准则来计算上述心内压。

9. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述信号处理部还具备检测上述心脏的心跳时相的心跳时相检测部,在由上述心跳时相检测部所检测出的规定的心跳时相中,计算上述心肌硬度或者上述心内压。

10. 根据权利要求1所述的超声波摄像装置,其特征在于,

还具备输入部,该输入部在显示于上述显示部的上述信号处理结果中设定规定点,

上述信号处理部检测通过上述输入部设定的上述规定点的上述固有振动模式。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述显示部显示上述运算部所算出的上述心肌硬度或者上述心内压。

12. 根据权利要求 9 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述显示部显示波谱解析图,该波谱解析图将由上述运算部算出的上述固有振动的固有振动数、和由上述心跳时相检测部检测出的上述心跳时相绘制到二维空间中。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置,其特征在于,

上述信号处理部采用上述形状信息来进行有限要素计算,检测上述心脏的固有振动数,采用上述心脏的固有振动数和上述心肌的硬度的关系准则,来算出上述心肌的硬度或者上述心内压。

14. 一种信息处理装置,处理对心脏进行超声波的收发而得到的反射回波信号,该信息处理装置的特征在于,

具备:

信号处理部,其对上述反射回波信号进行处理;和

显示部,其显示上述信号处理部的处理结果,

上述信号处理部,根据上述反射回波信号来提取上述心脏的形状信息,对作为上述形状信息而得到的上述心脏内的心腔形状的规定的一个以上的固有振动模式进行检测,算出上述固有振动模式的频率即固有振动数,采用上述形状信息和多个上述固有振动模式来计算上述心脏的心肌硬度或者心内压。

超声波摄像装置以及信息处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗用的超声波摄像装置,尤其涉及对检查者所期望的心脏的硬度或心脏的内部的血压进行测量的超声波摄像技术。

背景技术

[0002] 心脏疾患在大部分发达国家中是三大死因之一。在进行心脏疾患的早期诊断和过程观察方面,左心房或左心室的随着时间的压力信息直接作为有用的指标而被用于诊断。所谓心脏的内部的压力信息是指与大气压的差压,以下称为心内压。

[0003] 在进行心内压测量时,采用将心脏导管插入到体内的侵入式方法。通过导管得到的信息主要为大动脉、左心室中的血压。

[0004] 此外,作为与非侵入式的心内压测定相关联的技术,设计了根据左心室的固有振动数推定心肌的硬度,进而测量心内压的手法。非专利文献 2 的方法为将左心室近似为球壳,通过采用非专利文献 1 中提倡的流体充满后的球壳的固有振动数与硬度的关系式,来推定心肌的硬度的手法。固有振动数在心肌硬的情况下变高。例如在心内压高的情况下心肌组织扩展,心腔的固有振动数变高。进而,非专利文献 3 提出了如非专利文献 4 所示的、利用心肌的硬度和心内压的关系来推定心内压的手法。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1 :JP 特开平 10-5226 公报

[0008] 非专利文献

[0009] 非专利文献 1 :Advani, S. H. , Lee, Y. C. , J. Sound Vib. 12(4) :453-462(1970)

[0010] 非专利文献 2 :Honda, H et al. Am J Physiol Heart Circ Physiol 266 : H881-H890(1994)

[0011] 非专利文献 3 :Sato M. et al. Electronic letters 32(11)949-950(1996)

[0012] 非专利文献 4 :Mirsky I. , Parmley W. W. Cardiac Mechanics. Chap. 11(1974)

发明内容

[0013] 发明所要解决的课题

[0014] 在采用心脏导管的情况下,能测量心内压,但由于是侵入式的测量,因此对患者所带来的负担非常大。此外,如上述的现有技术文献那样,在将左心室近似为球壳,根据固有振动数算出心肌的硬度或心内压的情况下,所得到的值与依赖形状所产生的误差处于相同的级别 (order),因此没有精度。

[0015] 本发明的目的在于提供一种能够以非侵入的方式对心肌硬度以及心脏内部的绝对压力精度良好地进行测定的超声波摄像装置以及信息处理装置。

[0016] 用于解决课题的手段

[0017] 为了实现上述目的,本发明提供一种下述结构的超声波摄像装置,该超声波摄像

装置具备：超声波探头，其对作为对象物的心脏进行超声波的收发；信号处理部，其对通过超声波探头所接收的反射回波信号进行处理；和显示部，其显示信号处理部的信号处理结果，信号处理部具备：形状提取部，其根据反射回波信号来提取心脏的形状信息；固有振动检测部，其根据反射回波信号来检测心脏的固有振动；和运算部，其根据所得到形状信息和固有振动来计算心肌硬度或者心内压。

[0018] 此外，为了实现上述目的，本发明提供一种下述结构的信息处理装置，该信息处理装置处理对心脏进行超声波的收发而得到的反射回波信号，具备：信号处理部，其对反射回波信号进行处理；和显示部，其显示信号处理部的处理结果，信号处理部具备：根据反射回波信号提取心脏的形状信息的形状提取部；根据反射回波信号检测心脏的固有振动的固有振动检测部；和根据所得到的形状信息和固有振动计算心脏的心肌硬度或者心内压的运算部。

[0019] 发明的效果

[0020] 根据本发明，通过考虑作为摄像对象物的心脏的形状信息，从而能够高精度地提供对诊断有效的心肌硬度以及心内压。

[0021] 在本发明中，为了根据超声波摄像信号以非侵入的方式测量心脏的形状以及心脏的活动，通过采用根据心脏的固有振动数考虑了形状的效果的物理法则，能够算出精度高的心肌硬度。进而能够根据所得到的心肌硬度采用心脏的硬度和心脏的压力的关系式来算出心内压。

附图说明

[0022] 图 1 为表示第 1 实施例的超声波摄像装置的一构成例的框图。

[0023] 图 2 为表示与第 1 实施例相关的信号处理部的动作的一例的流程图。

[0024] 图 3 为表示与第 1 实施例相关的用于说明心脏的振动的 B 模式图像的图。

[0025] 图 4 为与第 1 实施例相关的用于说明心脏的心跳时相的图。

[0026] 图 5 为与第 1 实施例相关的用于说明扩张末期的心壁振动的图。

[0027] 图 6 为与第 1 实施例相关的用于说明椭圆体以及椭圆体的振动模式的图。

[0028] 图 7 为与第 1 实施例相关的用于说明信号处理部的详细动作的图。

[0029] 图 8 为与第 2 实施例相关的采用球贝塞尔函数 (spherical Bessel functions) 的函数的说明图。

[0030] 图 9A 为与第 2 实施例相关的表示球壳与椭圆体壳的振动数比的说明图 (1)。

[0031] 图 9B 为与第 2 实施例相关的表示球壳与椭圆体壳的振动数比的说明图 (2)。

[0032] 图 9C 为与第 2 实施例相关的表示球壳与椭圆体壳的振动数比的说明图 (3)。

[0033] 图 9D 为表示与第 2 实施例相关的振动数比的表格的一例的图。

[0034] 图 9E 为表示与第 2 实施例相关的无量纲参数 (nondimensional parameter) 的表格的一例的图。

[0035] 图 10 为与第 2 实施例相关的用于说明椭圆体壳的示意图。

[0036] 图 11 为表示与第 2 实施例相关的信号处理部的动作的一例的流程图。

[0037] 图 12 为表示与各实施例相关的画面显示的一例的图。

[0038] 图 13 为表示与第 3 实施例相关的信号处理部的动作的一例的流程图。

具体实施方式

[0039] 以下,基于附图对本发明的实施方式即各种实施例进行说明。

[0040] 实施例 1

[0041] 首先,作为第一实施例,对采用有限要素法 (finite-element method) 对反射回波信号进行处理的超声波摄像装置进行说明。即,对下述超声波摄像装置的构成进行说明,该超声波摄像装置利用超声波来对对象物进行摄像,具备:超声波探头,其对作为对象物的心脏进行超声波的收发;信号处理部,其对通过超声波探头所接收的反射回波信号进行处理;和显示部,其显示信号处理部的信号处理结果,信号处理部具备:形状提取部,其根据反射回波信号来提取心脏的形状信息;固有振动检测部,其根据反射回波信号来检测心脏的固有振动;和运算部,其根据形状信息和固有振动来计算心脏的心肌硬度或者心内压。

[0042] 图 1 为表示实施例 1 的超声波摄像装置的一构成例的框图。超声波摄像装置具备装置主体 1 和超声波探头 2。

[0043] 装置主体 1 边控制超声波探头 2 边生成超声波图像。超声波探头 2 按照由超声波信号发生器 12 所生成的信号,与生物体等的被检体 3 相接触,对其照射区域 30 照射超声波,并且接收照射区域 30 的反射回波信号。

[0044] 接下来,对装置主体 1 的详细的构成要素进行说明。装置主体 1 具备输入部 10、控制部 11、超声波信号发生器 12、超声波接收电路 13、显示部 14 以及信号处理部 15。输入部 10 为对超声波摄像装置进行操作的检查者对控制部 11 设定超声波摄像装置的动作条件的键盘或指向器 (pointing device),此外为使用心电图的情况下的心电图信号输入部。控制部 11 为基于通过输入部 10 设定的超声波摄像装置的动作条件对超声波信号发生器 12、超声波接收电路 13、显示部 14 以及信号处理部 15 进行控制的部分,例如构成为定序器 (sequencer) 或构成计算机系统的处理部的中央处理部 (Central Processing Unit; CPU) 的程序处理。超声波接收电路 13 对通过超声波探头 2 所接收的反射回波信号进行放大或整相等并输入到信号处理部 15。显示部 14 将由信号处理部 15 得到的图像信息或后面详述的心肌硬度或心内压等输出到显示器上。信号处理部 15 具有根据来自超声波接收电路 13、即来自超声波探头 2 的反射回波信号生成超声波图像的功能。

[0045] 接下来,对信号处理部 15 的详细的构成要素进行说明。信号处理部 15 具有心跳时相检测部 151、形状提取部 152、固有振动检测部 153、运算部 154 以及作为存储部的存储器 155。另外,信号处理部 15 的功能模块即心跳时相检测部 151、形状提取部 152、固有振动检测部 153、运算部 154 能够由上述的 CPU 中的程序处理等来实现。心跳时相检测部 151 根据从输入部 10 获取的输入信号、或者反射回波信号、或者形状信息来检测心脏瓣膜的血流的速度和方向,并取得心脏的收缩和扩张的时相,由此能够识别心跳时相。或者根据从形状提取部 152 得到的形状信息来检测心跳时相。

[0046] 形状提取部 152 根据从超声波接收电路 13 输出的反射回波信号来形成例如 B (Brightness, 亮度) 模式、即超声波照射对象的以采用了平面摄像法的 2 维的心脏或者采用了立体摄像法的 3 维的心脏为中心的组织形状。

[0047] 固有振动检测部 153 对由形状提取部 152 得到的组织的固有振动进行测量。运算部 154 根据组织的形状信息和固有振动信息,采用有限要素法来算出组织的硬度。存储器

155 存储包括反射回波信号数据在内的、由心跳时相检测部 151、形状提取部 152、固有振动检测部 153、运算部 154 进行处理的数据或所得到的结果的数据。该存储器 155 当然也可以设置在信号处理部 15 的外部。

[0048] 图 2 表示本实施例的装置、尤其是信号处理部 15 的处理流程。图 2 中,作为具体例,图 1 中的照射区域 30 中采用包括心脏的左心室的部位,但照射区域 30 也可为左心房、右心房、右心室。

[0049] 首先,形状提取部 152 根据从超声波接收电路 13 输出的反射回波信号形成例如 B 模式像、即超声波照射对象的采用了平面摄像法的二维的左心室的形状图像或者采用了立体摄像法的三维的左心室的形状图像 (S11),将该组织形状图像发送到心跳时相检测部 151。心跳时相检测部 151 根据从超声波接收电路 13 得到的反射回波信号、或者形状信息、或者从输入部 10 获得的信息来检测心跳时相 (S12),将心跳时相信息发送到形状提取部 152。接下来,形状提取部 152 根据组织形状图像的亮度信息,利用图像处理来决定各图像内的组织存在的位置信息,提取规定时相中的左心室的形状信息 (S13),将形状信息发送到固有振动检测部 153。

[0050] 接下来,固有振动检测部 153 对形状信息的规定位置的固有振动进行检测 (S14),将固有振动信息发送到运算部 154。最后,运算部 154 根据左心室的形状信息和固有振动信息算出左心室的硬度信息或者心脏的内部的压力即心内压信息。另外,在执行步骤 12 时,在不使用由步骤 11 取得的形状信息的情况下,步骤 11 和步骤 12 的顺序既可相反,也可同时执行。此外,步骤 13 和步骤 14 的顺序既可相反,也可同时执行。

[0051] 根据图 3,对通过步骤 11 得到的被摄体即心脏的形状信息的一例进行说明。图 3 表示通过二维的 B 模式所拍摄的心脏的左心室 31、左心房 32、右心室 33、二尖瓣 34、左室后壁 35、心尖部 36。说明图为二维图像,但也可为三维图像摄像。B 模式像的超声波频率可处于能摄像的 1MHz 到 20MHz 的范围,但本实施例中设为中心频率 5MHz。此外,在对心脏进行摄像时的脉冲重复频率 (Pulse Repetition Frequency ;PRF) 设为能够捕捉心脏的活动的范围、即 20Hz 以上。

[0052] 利用图 4 说明步骤 12 中的心跳时相检测方法的例子。

[0053] 图 4 表示心跳时相的随时间变化的物理量、例如心电图信号波形 61、二尖瓣流入速度波形 62、肺动脉瓣逆流波形 63、心壁速度波形 64、心壁运动波形 65 的变化。在使用了心电图信号的情况下,能够识别从输入部 10 获取的心电图信号波形 61 的心跳时相。心电图能够特征性地捕捉心跳时相,但即使不采用心电图,通过采用与心电图时相的变化一起示出特征性的变化的图 4 中的物理量 62-65 中的任一个,并采用波形的极大值、极小值、最大值、最小值、倾斜度、零交叉 (zero cross) 等,也能够检测时相。作为波形的取得方法,例如能够通过进行多普勒测量来对经过二尖瓣 34 的血流的二尖瓣流入速度波形 62 进行测量,并进行心跳时相识别。此外,血流波形也可以是肺动脉瓣逆流波形 63、经过大动脉瓣、三尖瓣的流速波形、或者心壁速度波形 64、或者以 M (Motion, 运动) 模式经时性地对心壁的移动进行了测量而得到的心壁运动波形 65。此外,也可是经时性地表示了固有振动检测部 153 所检测到的振动的波形。不管是哪一个,在心跳时相检测部 151 中,都能够根据这些波形识别心跳时相。

[0054] 在本实施例中,尤其关注于对诊断有用的扩张末期 66 的时相。扩张末期 66 为在

左心室 31 充满血液,且血液即将被喷出之前的时相。此外,也可以对左心室容积成为最大的时相进行检测。在此,所谓 B 模式图像是表示由超声波所拍摄的组织形状的图像,M 模式图像是按照时间追踪任意超声波扫描线上的组织的活动,在纵轴上表示扫描线上的组织的位置,在横轴上表示时间,来按照时间表示组织的活动的图像。

[0055] 接下来,在图 2 的步骤 13,通过图像处理来检测由步骤 11 得到的组织图像的位置信息。具体而言,在超声波图像中组织被识别为高亮度值,因此将高亮度值部分作为心脏组织,取得二维或者三维的心脏组织位置。

[0056] 在步骤 14,固有振动检测部 153 采用从超声波接收电路 13 输出的反射回波信号来对步骤 11 中得到的组织图像中的规定位置的固有振动数进行测量。规定的位置既可以由用户从组织图像中进行选择并根据来自输入部 10 的指示来决定,也可根据信号处理部 15 所进行的图像处理来决定特征性的左室后壁 35 或心尖部 36。另外,在本实施例中,算出 10Hz 以上 100Hz 的范围的固有振动数的 M 模式的 PRF 为 200Hz 以上。

[0057] 利用图 3 以及图 5 详细地说明步骤 14。进行固有振动检测的部位可以为作为对象的心腔壁的任一个位置。本实施例中,由于以左室为对象,因此作为其一例,对图 3 所示的心尖部 36 的固有振动检测进行说明。固有振动数的检测方法,对采用了 M 模式的手段进行说明。

[0058] 图 5 中表示图 3 所示的利用了包括检测位置在内的超声波扫描线 37 的 M 模式图像。通过在 M 模式中经时性地观察表示心壁的活动的心壁运动波形 65 的振动,能够检测扩张末期 66 的固有振动。在本实施例中,关注于在诊断中 useful 并且心脏正在处于舒张状态的扩张末期 66 的时相的固有振动。通过进行扩张末期 66 的壁振动的波谱解析,能够算出心尖部 36 的固有振动数 39。波谱解析也可作为傅里叶变换或者小波变换。在进行测量的固有振动数为一个以上且为多个的情况下,除了固有振动数 39,还可测量左室后壁 35 的固有振动数 38、其他部位的固有振动数。

[0059] 在此,利用图 6 说明固有振动和测量部位的关系。壳的固有振动模式存在无数个,根据每个固有振动模式的振动方式而产生振动显著的部位和振动少的部位。利用图 6 以椭圆体壳的振动为例进行说明。图 6(a) 中,椭圆体壳 67 处于用轴方向 x 、半径方向 r 、圆周方向 θ 表现的极坐标系中。图 6(b) 中表示 xr 平面 671 的 x 轴方向的模式 $2x$ 的振动,此外图 6(c) 中表示 $r\theta$ 平面 672 的 r 方向的模式 $2r$ 的振动。典型的变形后的状态 675、676 分别表示相反的振动的相位。

[0060] 此外,图 6(b) 和 (c) 的振动模式不同,由此固有振动数也不同。此外,通过取多个测量振动的部位,能够捕捉这些各种各样的振动模式的特征性的模式。例如,在测量点 673,能够显著地测量模式 $2x$ 的振动,但几乎检测不到模式 $2r$ 的振动。另一方面,在测量点 674,能够测量模式 $2x$ 和模式 $2r$ 这两者的固有振动数。即,在测量点为一点的情况下,模式的确定是困难的,但通过进行多点的测量能够进行模式的确定。

[0061] 在图 2 的步骤 15 中,运算部 154 根据组织的形状信息和固有振动信息,采用有限要素法来算出组织的硬度。尤其在有限要素法时,两个重要的物理量、即心肌硬度 $E[\text{Pa}]$ 以及心内压 $p[\text{Pa}]$ 是未知的。为了决定这些物理量,在本实施例中采用迭代法。

[0062] 利用图 7,对本实施例中的有限要素法的详细的处理进行说明。图 7(a) 表示其详细的流程,图 7(b) 表示按照该流程的概要图。运算部 154 根据由形状检测部 152 所提取的

形状信息 D_0 作成有限要素网格 D_m (S1511)。在此 D_m 处于在心脏内施加压力, 因此心肌伸展、心腔膨大的状态。根据 D_m 推定没有施加压力的萎缩状态。萎缩状态通过比例因数 (scaling factor) g 来进行推定。

[0063] 比例因数 g 为从 0 到 1 的值, 在运算时任意地决定 (S1512)。通过将网格信息 D_m 按比例缩小 (scale down) g 倍, 从而算出萎缩状态的网格信息 D_d (S1513)。在此, 按照保存心肌组织的的质量的方式进行按比例缩小。这种缩小例如可以减小心壁的直径, 并加厚壁厚。而且, 此时, 心内压与外压等价。此外, 本实施例中的心内压的基准压为大气压, 心内压的显示示出了与大气压的差压。即, 由步骤 1513 算出的萎缩的心脏网格 D_d 的心内压为 0mmHg。接下来, 决定有限要素法的参数。关于物性, 作为保持诊断的有效性的范围, 将心肌的密度设为从 950kg/m^3 到 1150kg/m^3 的范围的常数, 将血液密度设为从 950kg/m^3 到 1150kg/m^3 的范围的常数。心肌的硬度 E 采用式 (1) 所记载的关系式 (非专利文献 4) (S1514)。

[0064] 【数 1】

$$E = k_1 \sigma + k_2 \quad \text{----- (式 1)}$$

[0066] 在此, σ 为壁厚度方向的左心室壁应力 [Pa], k_1 (无单位)、 k_2 [gm/mm^2] 为与弹性相关的常数。 k_1 公知取 29.9 到 43.7, 经验的平均值为 37.3 (非专利文献 4)。 k_2 为从 0 到 -2.13 [gm/mm^2] 范围的常数。

[0067] 接下来, 采用有限要素法使 D_d 的心内压缓缓地增加, 使 D_s 缓缓地膨胀。使其膨胀到与测量出的网格信息 D_m 大致相等的大小 (S1515)。作为该膨胀了的网格信息 D_s , 设此时的心内压为 p 。接下来, 利用该 D_s , 算出固有振动数 f_c (S1516)。对算出的固有振动数 f_c 和测量出的固有振动数 f_m 进行比较 (S1517)。在两者足够接近时, 有限要素模型反映了进行了充分测量的心脏, 将计算中所使用的硬度 E 和压力 p 作为实际的硬度和心内压。

[0068] 此外, 该判定, 在固有振动数 f_c 和测量出的振动数 f_m 不同的情况下, 改变比例因数 g 并反复从步骤 1512 到步骤 1517 的过程。固有振动数 f_c 和测量出的振动数 f_m 足够接近的判定也可为例如两者的误差收敛到某阈值以内的情况。此外, 该阈值也可作为允许误差的 15% 以下。除此之外, 也可使比例因数 g 覆盖性地变化, 并选择其中固有振动数 f_c 与测量出的振动数 f_m 两者的误差最小的比例因数 g 。根据以上所说明的本实施例, 能够算出摄像对象即心脏的硬度 E 和压力 p 。

[0069] 接下来, 详细说明本实施例的超声波摄像装置的对显示部的显示图像。图 1 的显示部 14 除了通常的 B 模式、M 模式等的超声波图像之外, 还在其画面中显示信号处理部 15 的运算部 154 所算出的、一个以上的空间位置上的、或者某时刻的、或者某连续的时刻中的一个以上的心内压或者、振动数或振动数的波谱解析、壁面的移动量、或者心脏的硬度等。该波谱解析也可作为能够检测与时相相应的频率的短时间傅里叶变换或者小波解析。波谱解析图为二轴的等高线图, 一方的轴为时间, 一方的轴为频率。另外, 也可用颜色表示波谱强度。

[0070] 作为一例, 在图 12(a) 的最下部通过短时间傅里叶变换例示了波谱解析图 613。此外, 也可以一方的轴为频率, 一方的轴为波谱强度。此外, 如图 12(a) 所示, 也可将表示时相的心电图 611、M 模式显示图 612、傅里叶变换等的波谱解析图 613 显示于同一画面上。此外, 也可基于由形状提取部 152 所形成的图像, 将图 12(b) 所示的组织图像 30 重叠显示于同一画面中。进而, 也可采用运动图像或静止图像来显示振动的模式。此外, 如图 12(b) 所

示,在进行以下所说明的第二实施例的步骤 13 的椭圆体近似时,也可将心脏组织和椭圆体 301 重叠显示。

[0071] 实施例 2

[0072] 接下来,说明第二实施例的超声波摄像装置。在第一实施例中,采用有限要素法来算出心肌硬度、心内压,相对于此,在第二实施例中,不采用有限要素法,而将心腔近似为椭圆体壳,采用椭圆体壳和固有振动数的物理法则。另外,本实施例的超声波摄像装置的结构具有与实施例 1 中所说明的图 1 的装置结构相同的结构。差异点在于图 1 的装置的计算处理部 15 中的处理部分,如后面所说明的那样,尤其在图 2 所示的处理流程的步骤 13 和步骤 15 中存在差异。

[0073] 在详细地记述本实施例之前,对球壳和固有振动数的物理法则向椭圆体壳和固有振动数的关系的扩展进行说明。现有技术文献中,虽然提倡表示球壳的固有振动数的支配方程式(非专利文献 1),但是不知道与实际的心腔相近的椭圆球壳与固有振动数的关系式。在此,对利用椭圆体壳的固有振动数,归结到表示球壳的固有振动数的支配方程式法则,算出椭圆体壳的硬度的手法进行说明。

[0074] 由式(2)表示出球壳的固有振动数的支配方程式(非专利文献 2)。此外, β_n 为将固有振动数 f_n 无量纲化后的变量。 $C_{6a}, C_{4a}, C_{2a}, C_{0a}, C_{6b}, C_{4b}, C_{0b}, C_a, C_b$ 为由表示形状的内径和壁厚的比 h/r 以及泊松比 c_b 决定的 9 个常数, $J_n(x)$ 、 $J'_n(x)$ 分别为变量 x 的第 n 种球贝塞尔函数及其微分。

[0075] 【数 2】

[0076]

$$C_{6a}\beta_n^6 + \left(C_{4a} + C_{4b} \frac{\beta_n}{E^{1/2}} \frac{J_n(C_a\beta_n E^{1/2})}{J'_n(C_a\beta_n E^{1/2})} \right) \beta_n^4 + \left(C_{2a} + C_{2b} \frac{\beta_n}{E^{1/2}} \frac{J_n(C_a\beta_n E^{1/2})}{J'_n(C_a\beta_n E^{1/2})} \right) \beta_n^2 + \left(C_{0a} + C_{0b} \frac{\beta_n}{E^{1/2}} \frac{J_n(C_a\beta_n E^{1/2})}{J'_n(C_a\beta_n E^{1/2})} \right) = 0 \quad \text{----- (式 2)}$$

[0078] 【数 3】

$$[0079] \quad \beta_n = C_b \frac{f_n}{E^{1/2}} \quad \text{----- (式 3)}$$

$$[0080] \quad C_b = 2\pi r \rho^{1/2} (1-\nu^2)^{1/2}$$

[0081] 虽然式(2)能够复杂地以数值求解,但如图 8(a) 所示那样,函数 $J_n(x)/J'_n(x)$ 根据 x 的值而从负的无限大变动到正的无限大,满足式(2)的 β_n 的解也存在无数个。因此,存在 E 的值也不能唯一地决定的问题。

[0082] 因此,在本实施例中,利用在心肌的振动模式中球贝塞尔函数部的输入部 ($C_a\beta_n E^{1/2}$) 充分小到 0.001 级程度的情况,通过采用向零点的渐近近似式(4),能够求得唯一的解。

[0083] 【数 4】

$$[0084] \quad \lim_{x \rightarrow 0} J_n(x) = \frac{x^n}{(2n+1)!!} \quad \text{----- (式 4)}$$

$$[0085] \quad n!! = n(n-2)(n-4)\dots$$

[0086] 由此,通过将该关系式代入到式(2),得到以下的式子。

[0087] 【数 5】

$$[0088] \quad \left(C_{6a} + \frac{C_{4b}C_a}{n} \right) \beta_n^6 + \left(C_{4a} + \frac{C_{2b}C_a}{n} \right) \beta_n^4 + \left(C_{2a} + \frac{C_{0b}C_a}{n} \right) \beta_n^2 + C_{0a} = 0 \text{ ----- (式 5)}$$

[0089] 通过该渐近近似存在两个优点。一个是,式(2)包括 β_n 和 E 这两个变量,与此相对,式(5)的变量只为 β_n 。即,在式(2)中,启示了 β_n 的解根据组织硬度 E 的值而产生变化的可能性,但在式(5)中,在球半径壁厚比与泊松比相同的情况下,各系数相同,因此 β_n 的值与组织硬度 E 的值无关而始终相同。只要决定了形状和泊松比, β_n 的值就决定了。采用球壳得到的该结论,示出了即使在采用椭圆体壳的情况下,只要决定了形状, β_n 就能够与 E 的值无关地决定的可能性。本发明者,将只要决定了该形状, β_n 就能与 E 的值无关地决定的可能性扩展到椭圆体壳,因此在后面进行详述。

[0090] 此外,第二个优点在于,式(5)为 β_n^2 的 3 次方程式,因此 β_n 能够以解析解的方式算出这一点。这意味着在算出心肌硬度 E 时,不需要数值的反复计算,能够缩短计算时间。

[0091] 另外,在图 8(b) 中表示解析而得到的解析解 (analytical) 与通过有限要素法所得到的数值解 (simulation) 的比较的一例。在该图中,横轴表示硬度 (Elasticity),纵轴表示固有振动数 (Eigen frequency)。实线以及虚线表示解析解所表示的固有振动数与硬度的关系,分别表示模式 2 ($n = 2$) 以及模式 4 ($n = 4$)。此外,圆形划线以及菱形划线表示有限要素法所得到的计算结果,分别表示模式 2 以及模式 4。模式 2、模式 4 均取得良好的一致,示出由式(5)得到的解的妥当性。

[0092] 接下来,对上述的球壳的固有振动数的椭圆体壳扩展进行说明。由球壳的固有振动数的渐近近似手法得到的、根据心肌的硬度和固有振动数得到的无量纲数 β_n 根据壳的形状和泊松比来决定,根据上述的见解,启示了在椭圆体壳的情况下也是只要决定形状,则椭圆体壳的 β_n 也同样地决定。为了确认上述内容,关于充满了流体的椭圆体壳的固有振动数,通过有限要素法,将长轴短轴径比 s 作为函数,算出充满了流体的椭圆体壳与球壳的固有振动数比 F。振动模式为自由振动。计算条件为被充满的流体以及壳的组织的密度均为 1000kg/m^3 。针对以下的三个示例进行计算。

[0093] 首先,在示例 1 中,为了表示振动频率比 F 不依赖于硬度 E 或半径 R,而将硬度 50kPa 且半径 30mm 的球壳、硬度 30kPa 且半径 30mm 的球壳以及硬度 50kPa 且半径 15mm 的球壳的情况进行比较。泊松比为 0.499,球壳半径与壁厚的比为 1/3。在示例 2 中,为了调查泊松比 ν 对振动频率比 F 带来的影响,而使泊松比 ν 变化。另外,在示例 2 中以硬度 50kPa、半径 30mm 且球壳半径与壁厚的比为 1/3 的球壳作为计算对象。示例 3 中,为了调查半径与壁厚比 ($X = h/r$) 的影响,而使 X 变化。另外,在示例 3 中将硬度 50kPa、半径 30mm、泊松比为 0.499 的球壳作为计算对象。

[0094] 图 9A、图 9B、图 9C 与三个示例 (Case) 1、2、3 相关,将长轴短轴径比 s (横轴) 作为函数,示出了充满了流体的椭圆体壳和球壳的固有振动数比 F (纵轴)。在此,设球体的半径和椭圆体的短轴径的值等价。图 9A 表示图 6 的 $r\theta$ 平面中的模式 2R ($n = 2$),图 9B 表示图 6 的 xr 平面中的模式 2X ($n = 2$),图 9C 表示图 6 的 $r\theta$ 平面模式 4R ($n = 4$)。

[0095] 在长轴短轴径比 s 为 1 时,椭圆体表示球,频率比为 1。椭圆体频率随着 S 的值变小而减少。在模式 2R 的情况下,尤其在短轴半径成为长轴半径的一半的 $s = 0.5$ 时,可知椭圆体的频率减少到 60% 程度。心肌的硬度在频率的二次方下有效果,因此在测量椭圆体

的频率,并以球体进行了处理的情况下,存在算出的硬度估计低到真正的硬度的十分之几的程度的可能性。此外,在示例 1 的计算中,在图 9A、图 9B、图 9C 所有的模式中,频率比 F 一致。这意味着频率比不依赖于尺寸或硬度。此外,示例 2 中虽然观察到泊松比所产生的若干的影响,但频率比在所有的模式中几乎一致。示例 3 中,能够确认半径与壁厚的比即球壳的的形状的影响显著地显现。

[0096] 在本实施例中,基于以上的计算结果,在信号处理部中,采用以下手法:采用椭圆的长径短径比来决定椭圆体壳的无量纲振动数 β_n 。利用图 11,说明第二实施例的情况下的图 2 的步骤 15 的详细流程。第二实施例的装置结构与图 1 所示的第一实施例的装置结构相同。此外,本实施例的处理流程概要图与图 2 所示的处理相同,但信号处理部 15 的处理流程中、步骤 13 和步骤 15 的详细内容不同,因此以下对步骤 13、15 进行说明。

[0097] 首先,在本实施例的步骤 13 中,通过图像处理对步骤 11 所得到的组织图像的位置信息进行检测。具体而言,在超声波图像中组织被识别为高亮度值,因此将高亮度值部作为心脏组织,取得二维或者三维的心脏组织位置。进而,形状提取部 152 按照检查者的需要将心脏或作为心脏的一部分的各心腔的形状即形状参数、即如图 10 所示内径 r [m]、心壁厚 h [m]、心腔壁近似为椭圆,算出长轴径与短轴径比 s (在此 s 为 1 以下) 等。内径 r 、心壁厚 h 既可以为心腔的平均值,也可为局部的值。心腔的椭圆近似方法也可为心腔体积、椭圆体的心腔剖面 and 椭圆的模式匹配。

[0098] 接下来,在本实施例的步骤 15 中,信号处理部 15 的运算部 154 将心腔近似为椭圆体壳,采用椭圆体壳和固有振动数的物理法则。

[0099] 图 11 中表示步骤 15 的详细流程。步骤 1521 中,运算部 154 将测量出的模式 n 的椭圆体壳的固有振动数 $f_{e,n}$ [Hz] 校正为球壳相当的模式 n 的固有振动数 $f_{s,n}$ [Hz]。在此,如下式 (6) 所示那样,球壳相当的模式 n 的固有振动数 $f_{s,n}$ 的计算既可以采用图 9A、图 9B、图 9C 所示的球壳与椭圆体壳的振动数比 F 来进行校正,也可直接采用椭圆体壳的固有振动无量纲数 $\beta_{e,n}$ 。

[0100] 另外,在 β_n 计算中既可以采用有限要素法来数值性地求解,也可采用马提厄函数 (Mathieu function) 来解析性地求解。振动数比 F 和无量纲数 β_n 作为表格、其拟合 (fitting) 函数或者解析函数,如后面所说明的那样,被预先保存于图 1 的信号处理部 15 的存储器 155 中。

[0101] 【数 6】

$$[0102] \quad f_{s,n} = \frac{f_{e,n}}{F} \text{ ----- (式 6)}$$

[0103] 接下来,运算部 154 采用式 (3) 所示的固有振动数与球壳的硬度的物理关系式,算出心肌的硬度 (S_{1522})。此外,也可使式 (3) 简化,而采用式 (7)。根据校正为球壳后的模式 n 的固有振动数 $f_{s,n}$ 算出硬度 E 。

[0104] 【数 7】

$$[0105] \quad E = C_c r^2 f_{s,n}^2 \text{ ----- (式 7)}$$

$$[0106] \quad C_c = \frac{(2\pi)^2 \rho (1 - \nu^2)}{\beta_n^2}$$

[0107] 在此,系数 C_c 为根据式 (7) 对心脏单独地决定的常数,一般的心脏可取得的值为 6×10^4 到 $4 \times 10^5 [\text{kg/m}^3]$ 的范围。其结果所得到的振动数比 F 的表格的一例在图 9D 中表示。在该图的上段、下段分别例示模式 $2x$ 、 $2R$ 的情况的表格。

[0108] 此外,与振动数比 F 同样,根据有限要素法计算时的参数即 r 、 $f_{e,n}$ 、 E 、 ρ 通过有限要素法预先算出无量纲参数 $B_{e,n}$,作为表格、其拟合函数或者解析函数预先存储于存储器 155 中,在实际的测量时也可通过式 (9) 求得硬度 E 。该无量纲参数 $B_{e,n}$ 的表格的一例在图 9E 中表示。例示了模式 $2x$ 的情况。

[0109] 【数 8】

$$[0110] \quad B_{e,n} = r f_{e,n} \sqrt{\frac{\rho}{E}} \text{ —— (式 8)}$$

[0111] 【数 9】

$$[0112] \quad E = \rho \left(\frac{r f_{e,n}}{B_{e,n}} \right)^2 \text{ —— (式 9)}$$

[0113] 基于由式 (9) 算出的心肌的硬度 E ,采用椭圆体壳的心肌硬度与心内压的如下所示的关系式 (10),算出心内压。

[0114] 【数 10】

$$[0115] \quad E = \left(\delta \alpha V + \frac{1+G}{1 - \frac{h}{r(2-s^2)}} \right) \sigma \text{ —— (式 10)}$$

$$[0116] \quad \sigma = p \frac{h}{r} \left(\left(1 - \frac{s^2}{2} \right) - \frac{h}{2r} \right)$$

[0117] 【数 11】

$$\left. \begin{aligned}
 G &= \frac{a_1 V_w - b_1 V}{a_2 V_w + b_2 V} \\
 \delta &= \left(2 + \frac{Gh}{r} \right) \left(1 + \frac{h}{2r} + \frac{h^2}{4r^2} \right) + \left(1 + \frac{Ghs}{2r} \right) \left(1 + \frac{hs}{2r} \right) \\
 a_1 &= 3 - \frac{h}{r} - \frac{hs}{2r} + \frac{h^2}{2r^2} \\
 b_1 &= \frac{hs}{r} + \frac{2h}{r} \\
 a_2 &= \frac{h}{r} \left(1 - \frac{h}{2r} + \frac{h^2}{4r^2} \right) + \frac{hs}{2r} \left(1 - \frac{hs}{2r} \right) \\
 b_2 &= \frac{h}{r} \left(2 + \frac{h^2}{2r^2} \right) + \frac{hs}{r}
 \end{aligned} \right\} \text{----- (式 11)}$$

[0119] 在此, V 为心腔内腔的体积, V_w 为心腔壁的体积。此外, α 为按照由式 (12) 所表现的经验法则而求得的系数。 c_p 为 57.3Pa 的系数。

[0120] 【数 12】

$$[0121] \quad \alpha V = \ln(p/c_p) \quad \text{----- (式 12)}$$

[0122] 返回到图 11, 最后根据所得到的硬度采用椭圆体的心肌硬度和心内压的关系式, 算出心内压 (S1523)。在不计算心内压的情况下, 也可省略步骤 1523。

[0123] 另外, 在心腔被充分地看做球壳的情况下, 心脏的硬度也可采用式 (13)、(14) 来算出。

[0124] 【数 13】

$$[0125] \quad E = 3 \left(1 + \frac{V_w}{V} \frac{r^2}{r^2 + h^2} \right) (1 + \alpha V) \sigma \quad \text{----- (式 13)}$$

[0126] 【数 14】

$$[0127] \quad \sigma = p \frac{V}{V_w} \left(1 + \frac{h^3}{2r^3} \right) \quad \text{----- (式 14)}$$

[0128] 进而, 采用式 (12)、(13)、(14) 得到式 (15)。

[0129] 【数 15】

$$[0130] \quad E = 3 \frac{V}{V_w} \left(1 + \frac{V_w}{V} \frac{r^2}{r^2 + h^2} \right) \left(1 + \frac{h^3}{2r^3} \right) (1 + \ln(p/c_p)) p \quad \text{----- (式 15)}$$

[0131] 式 (15) 关于心内压 p 为隐式的记述, 即、为了求解而一般需要数值反复计算的记述。在此如果采用拟合函数式 (16), 则在关于式 (17) 的心内压 p , 求得隐式的即左边的心内压 p 时, 仅在右边输入参数就能够输出。由此, 能够缩短数值计算时间。

[0132] 【数 16】

$$[0133] \quad \left(1 + \ln\left(\frac{p}{c_p}\right)\right) \frac{p}{c_p} \cong \frac{9}{4} \left(\frac{p}{c_p}\right)^{6/5} \quad \text{----- (式 16)}$$

[0134] 【数 17】

$$[0135] \quad p = c_p \left(\frac{\frac{4E}{27c_p} \frac{V_w}{V}}{\left(1 + \frac{V_w}{V} \frac{r^2}{r^2 + h^2}\right) \left(1 + \frac{h^3}{2r^3}\right)} \right)^{5/6} \quad \text{----- (式 17)}$$

[0136] 进而,也可以通过采用式 (7)、(17) 并输入各形状参数,来算出心内压 p 。

[0137] 实施例 3

[0138] 接下来,说明第三实施例的超声波摄像装置。第一实施例中,反复采用有限要素法来算出心肌硬度、心内压,相对于此,在第三实施例中,不采用迭代法而算出心肌硬度、心内压。即本实施例涉及利用超声波来对对象物进行摄像的超声波摄像装置,具备:超声波探头,其对作为对象物的心脏进行超声波的收发;信号处理部,其对通过超声波探头所接收的反射回波信号进行处理;和显示部,其显示信号处理部的信号处理结果,信号处理部具有:根据反射回波信号提取心脏的形状信息的形状提取部;和利用形状信息进行有限要素计算来检测心脏的固有振动数的固有振动检测部,根据所得到的固有振动数和所测量的固有振动数,采用固有振动数和心肌的硬度的关系准则,算出心肌的硬度或者心内压。另外,本实施例的超声波摄像装置的结构具有与实施例 1 中说明过的图 1 的装置结构相同的结构。差异点在于图 1 的装置的计算处理部 15 的处理部分,如后面所说明的那样,尤其在图 2 所示的处理流程的步骤 15 中具有差异。

[0139] 表示球壳的固有振动数的支配方程式由式 (2) 表示 (非专利文献 2)。此外, β_n 为将固有振动数 f_n 无量纲化了的变量。 $C_{6a}, C_{4a}, C_{2a}, C_{0a}, C_{6b}, C_{4b}, C_{0b}, C_a, C_b$ 为通过表示形状的内径和壁厚的比 h/r 以及泊松比 c_b 来决定的 9 个常数, $J_n(x)$ 、 $J'_n(x)$ 分别为变量 x 的第 n 种球贝塞尔函数及其微分。根据实施例 2 所示的式 (5), β_n 的值与组织硬度 E 的值无关而始终相同。只要决定了形状和泊松比, β_n 的值就决定了。由球壳得到的该结论示出了即使在一般的心脏的形状的情况下,只要决定了形状, β_n 就能与 E 的值无关地决定的可能性。在本实施例中,将只要决定了该形状, β_n 就能与 E 的值无关地决定的可能性扩展到一般的心脏的形状。

[0140] 表示本实施例中的扩展方法。式 (3) 的 β 为如果形状决定,则唯一地决定的值。即如果形状为相似形状,则 β 取相同的值。如果由式子表示这种情况,则表现为式 (18) 那样。在此下标 A, B, C, D 表示大小和硬度不同的示例,但表现出 β 的值相同。此外,下标 true 为用户想要测量的心肌的硬度和固有频率的真值 (true value)。

[0141] 【数 18】

$$[0142] \quad \beta = C_d \frac{f_A}{E_A^{1/2}} = C_d \frac{f_B}{E_B^{1/2}} = C_d \frac{f_C}{E_C^{1/2}} = C_d \frac{f_D}{E_D^{1/2}} = C_d \frac{f_{true}}{E_{true}^{1/2}} \quad (18)$$

[0143] 如果对该式进行变形,则成为式 (19) 那样。在此即使将任意的值设定为 E_a 的情

况下,也通过利用采用有限要素法所得到的固有频率 f_a 和通过测量得到的固有频率 f_{true} 求得心脏的硬度的正确的值 E_{true} 。

[0144] 【数 19】

$$[0145] \quad E_{true} = E_A \frac{f_{true}^2}{f_A^2} \quad (19)$$

[0146] 利用图 13,对本实施例中的有限要素法的详细的处理进行说明。运算部 154 根据由形状检测部 152 提取出的形状信息 D_0 作成有限要素网格 D_m (S1531)。接下来设定任意的心肌硬度 E_A (S1532),采用所生成的有限网格 D_m 来算出固有振动数 f_A (S1533)。任意的心肌硬度 E_A 既可以由用户从输入部输入,也可保存于存储器中。接下来,采用式 (19),根据所测量的固有振动数算出心肌硬度 E (S1534)。接下来,采用式 (12),通过采用根据形状信息算出的内部体积 V ,算出心内压 p (S1535)。

[0147] 以上,例示并说明了本发明的各种实施例,但本发明当然并不限于这些实施例,例如在采用蓄积了由超声波接收电路对上述的超声波摄像装置中的超声波探头所接收的反射回波信号进行整形等而得到的信号的反射回波信号数据,使用具有信号处理部、存储部、以及显示部、输入部等的通常的计算机等的信息处理装置,进行反射回波信号数据处理的情况下,通过利用上述的本发明,也能精度良好地取得与期望的被检查者的心脏的硬度或心内压相关的信息。

[0148] 产业上的利用可能性

[0149] 本发明涉及医疗用的超声波摄像装置和信息处理装置,尤其作为对检查者所期望的心脏的硬度或心内压进行测量的超声波摄像技术非常有用。

[0150] 符号的说明

[0151] 1...装置主体

[0152] 2...超声波探头

[0153] 3...生物体

[0154] 10...输入部

[0155] 11...控制部

[0156] 12...超声波信号发生部

[0157] 13...超声波接收电路

[0158] 14...显示部

[0159] 15...信号处理部

[0160] 31...左心室

[0161] 32...左心房

[0162] 33...右心室

[0163] 34...二尖瓣

[0164] 35...左室后壁

[0165] 36...心尖部

[0166] 37...超声波扫描线

[0167] 38、39... 固有振动数

- [0168] 61...心电图
- [0169] 62...二尖瓣流入速度
- [0170] 63...肺动脉瓣逆流速度
- [0171] 64...心壁运动速度
- [0172] 65...心壁运动
- [0173] 66...扩张末期
- [0174] 67... 椭圆体壳。

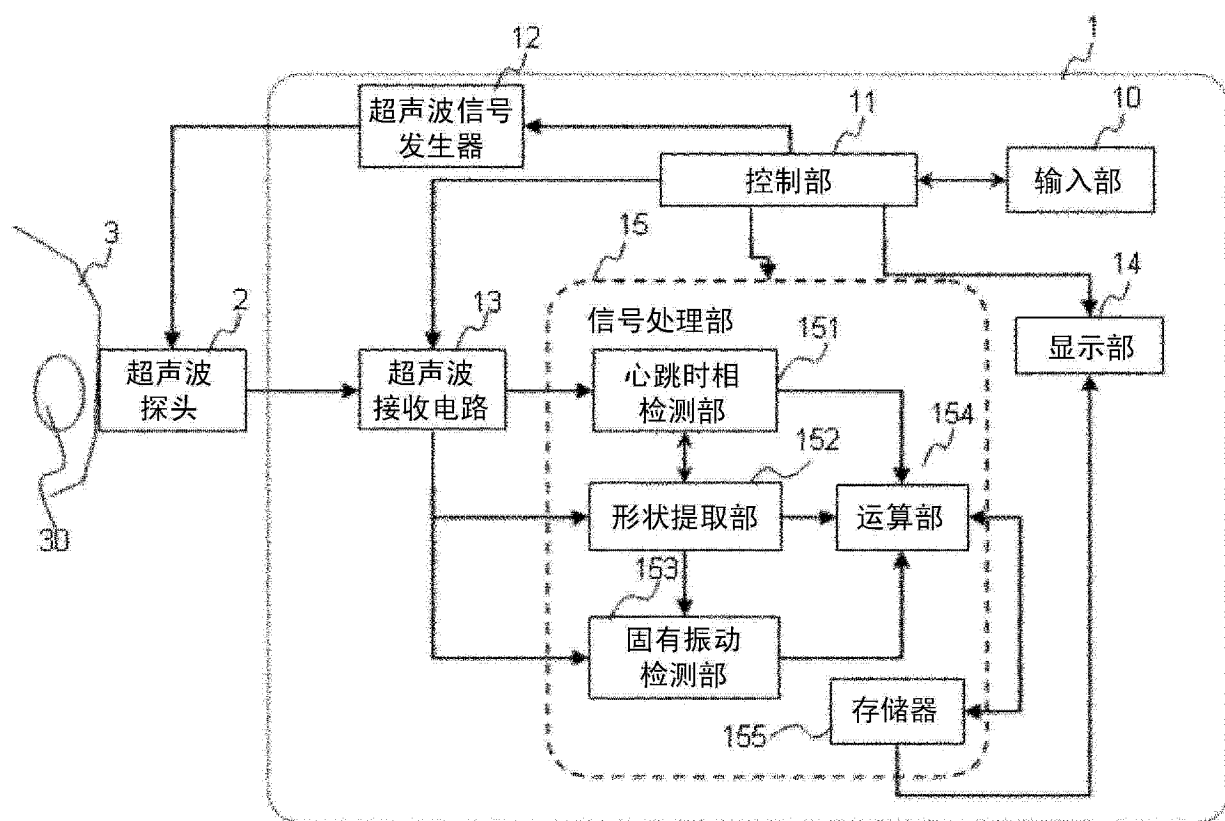


图 1

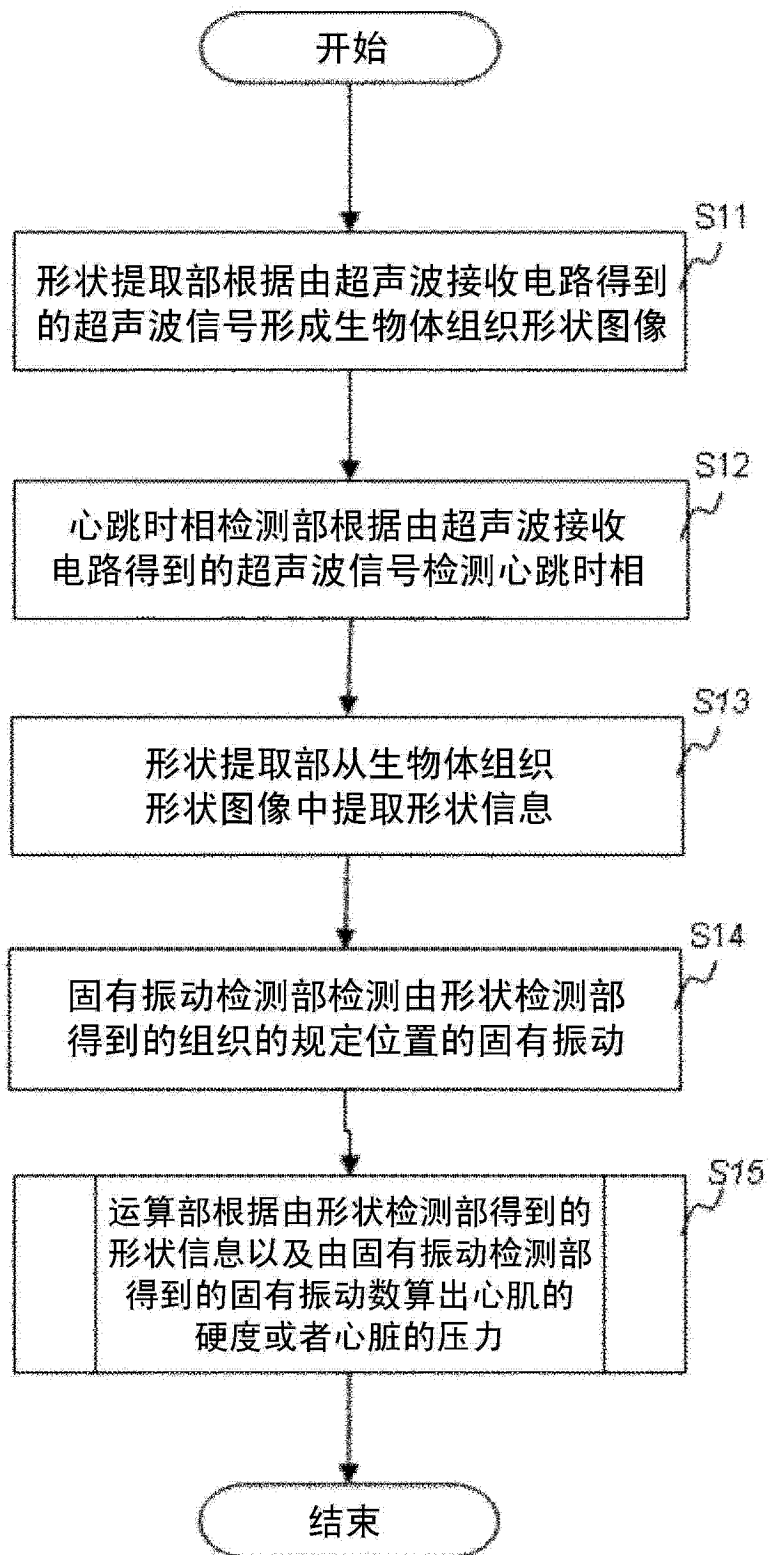


图 2

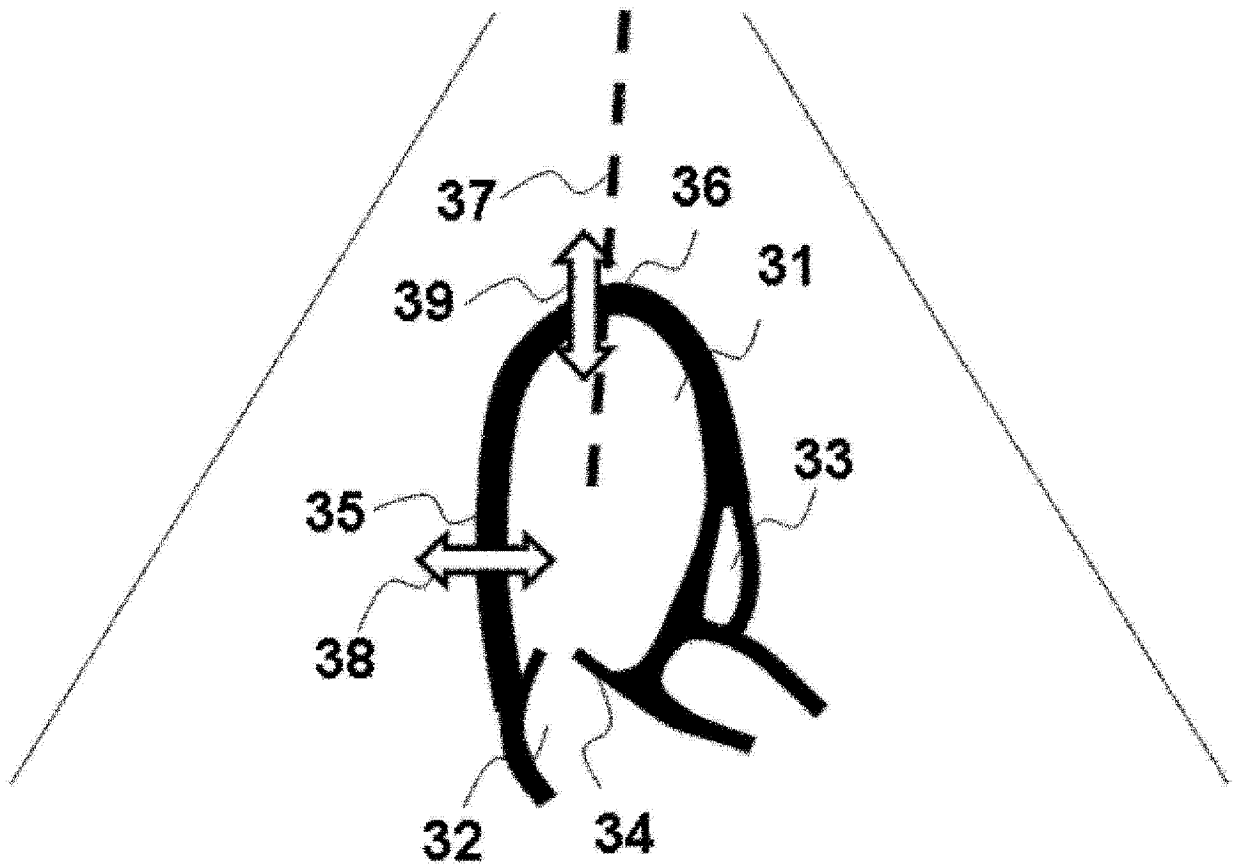


图 3

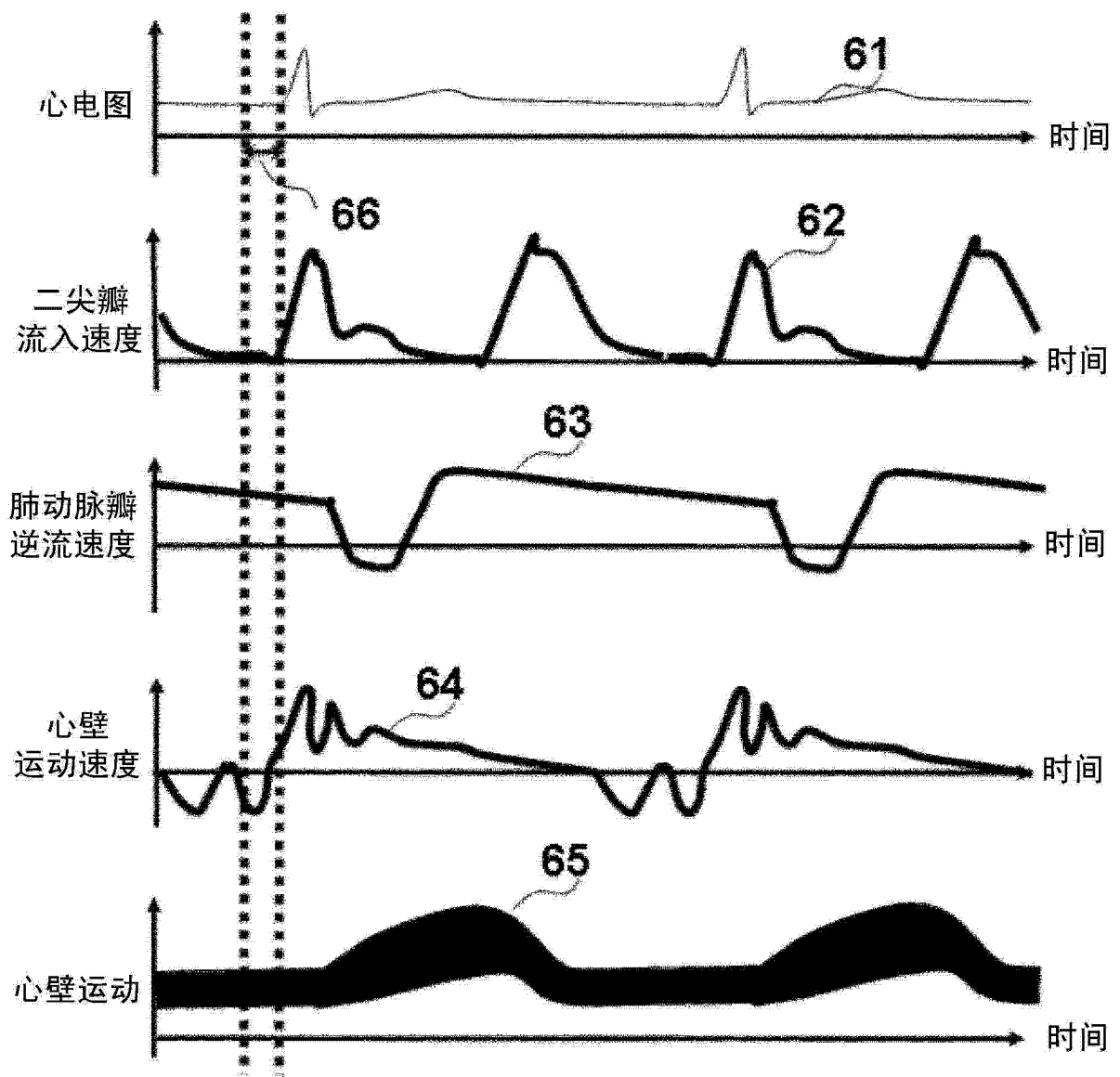


图 4

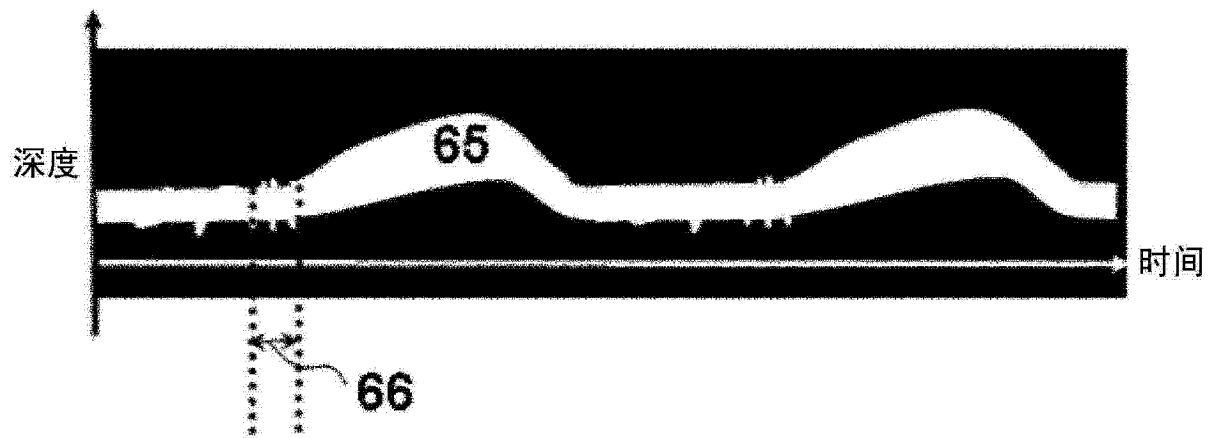


图 5

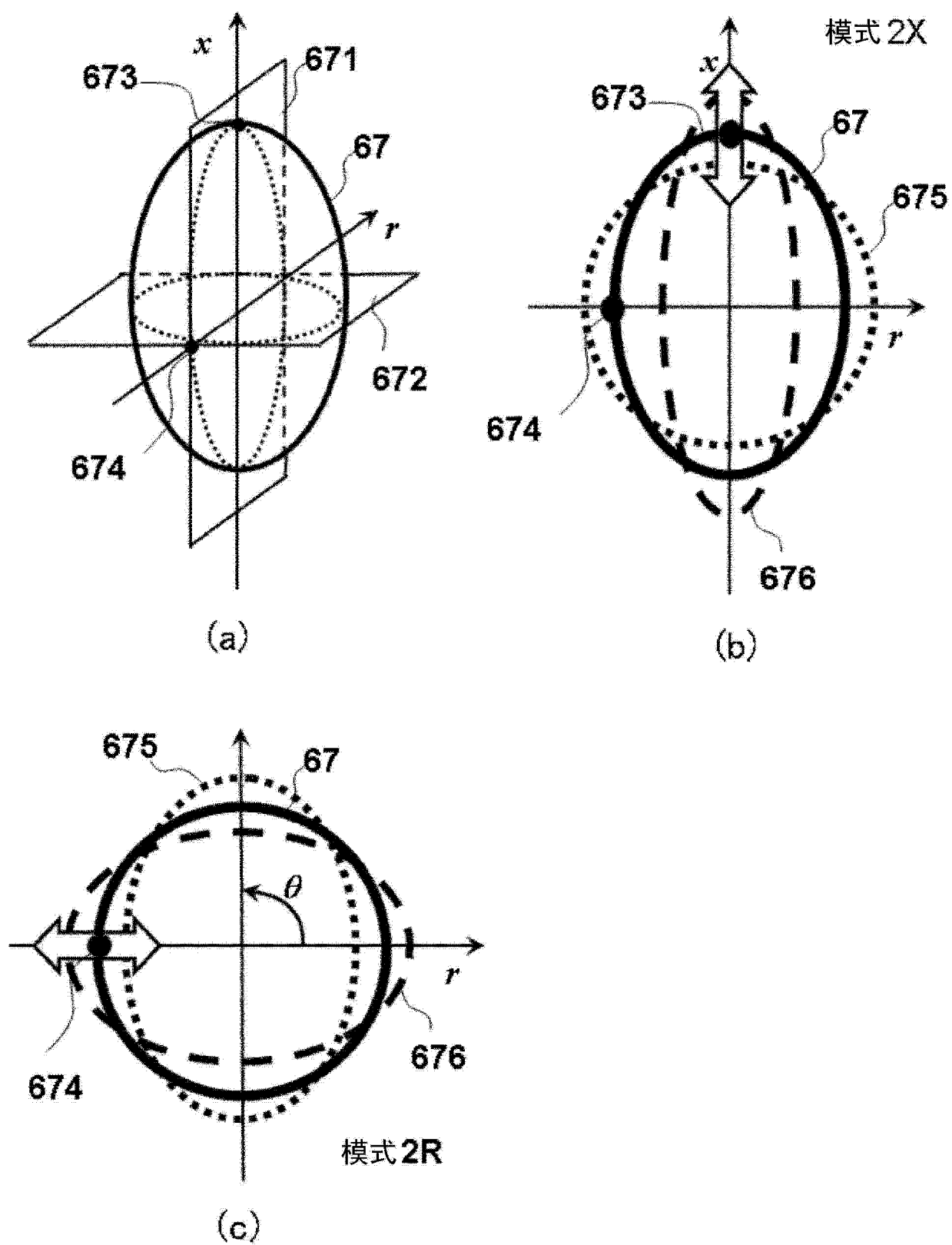
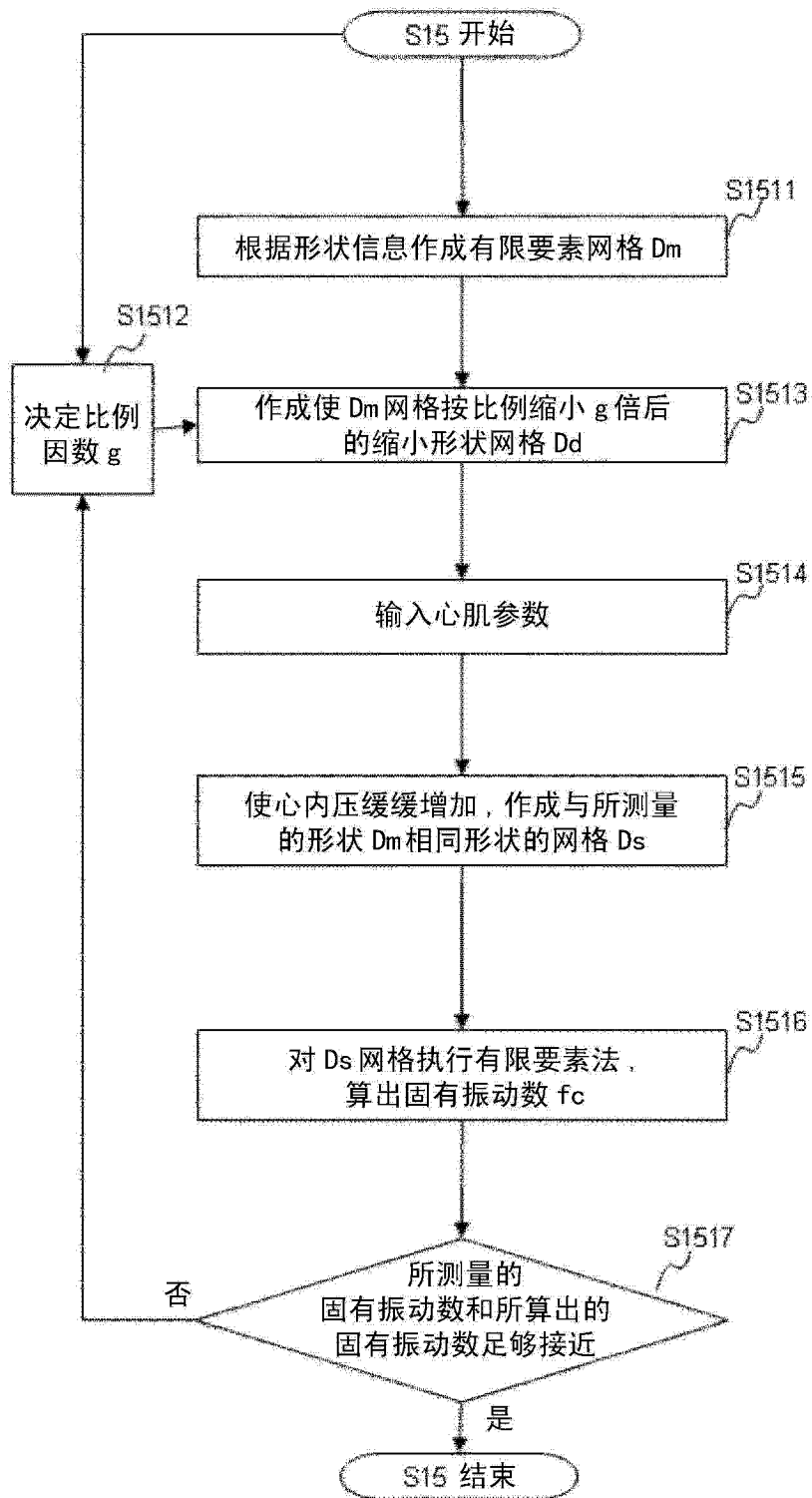
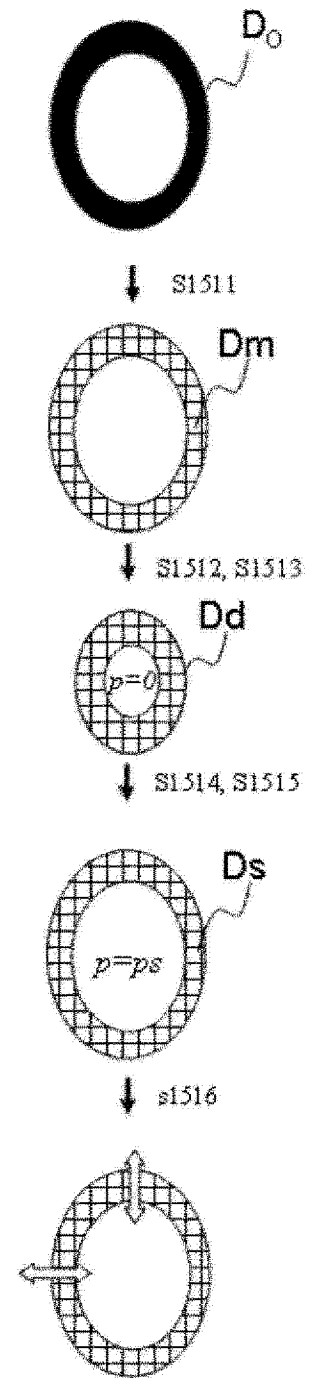


图 6

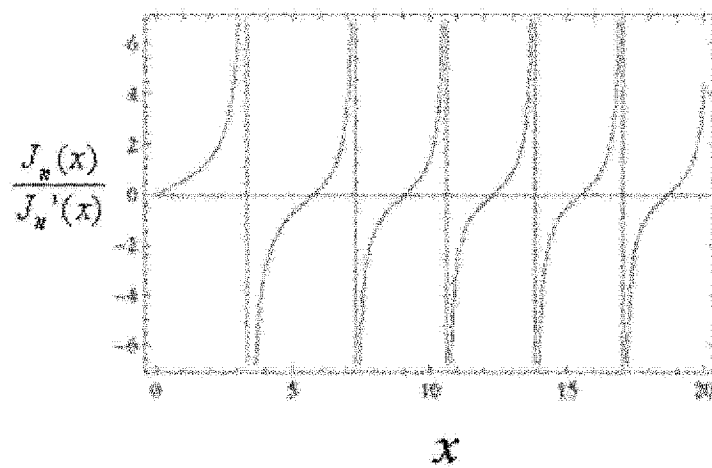


(a)

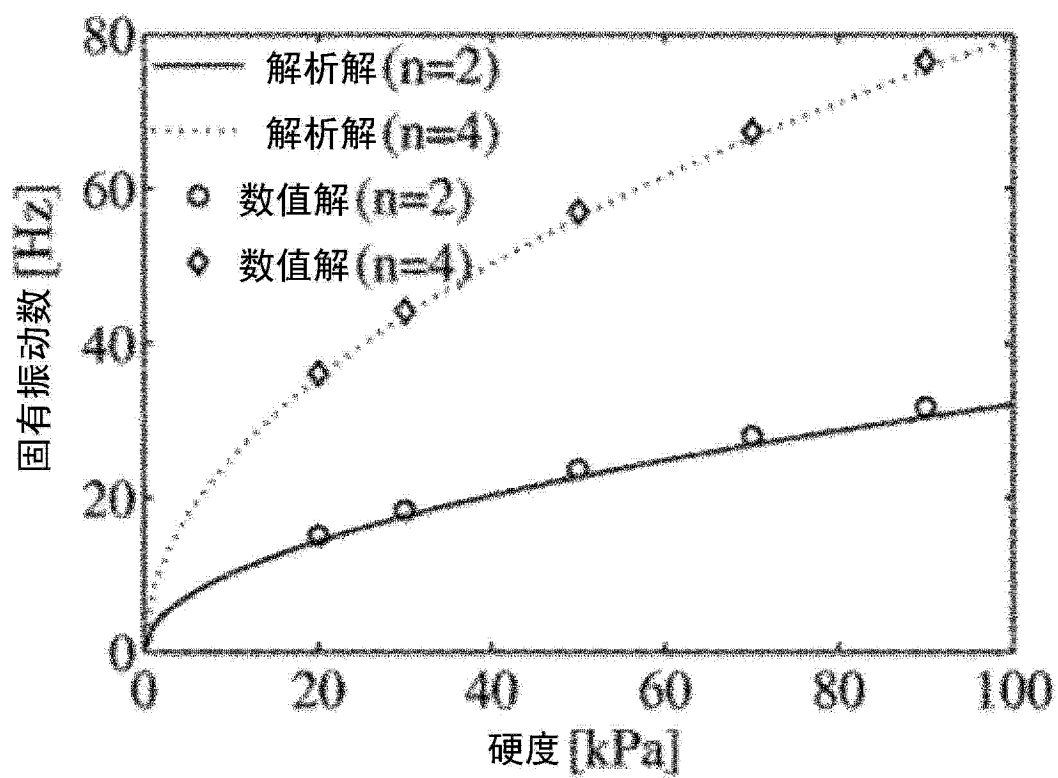


(b)

图 7



(a)



(b)

图 8

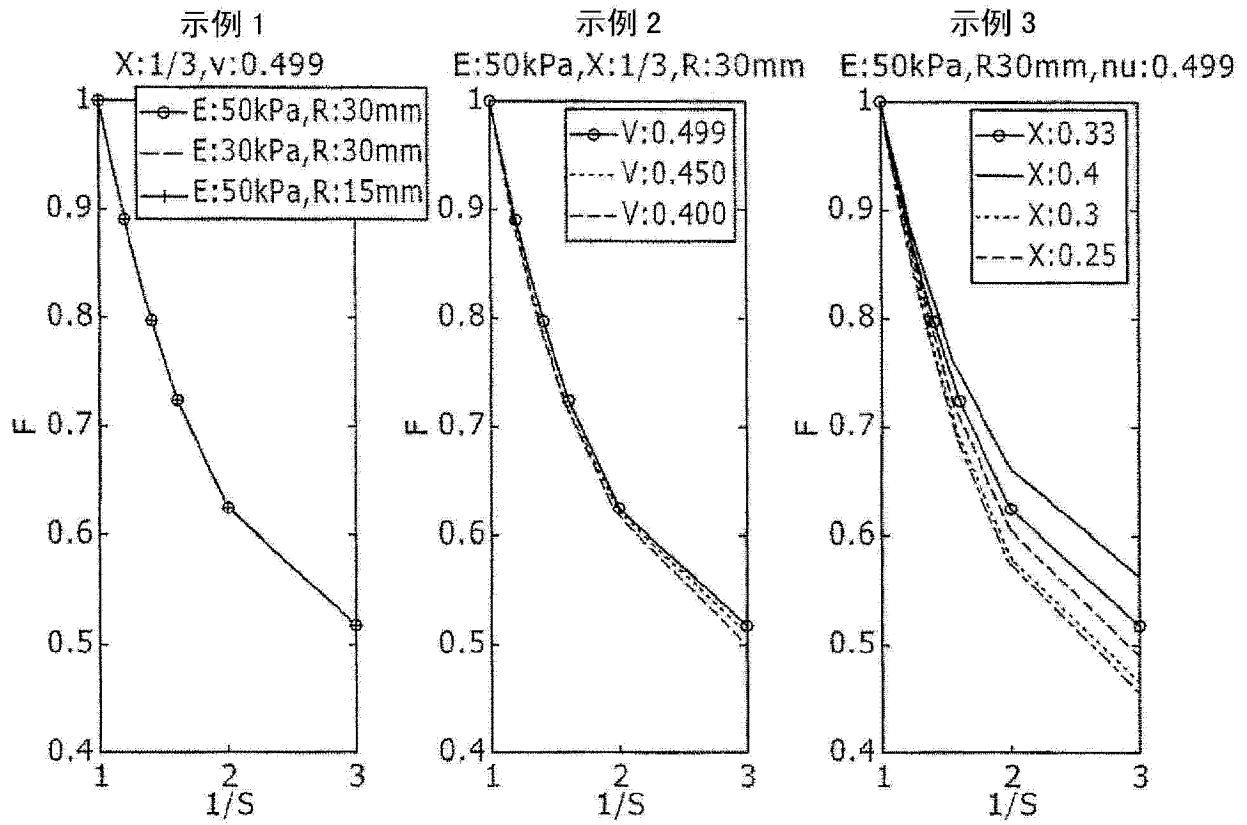


图 9A

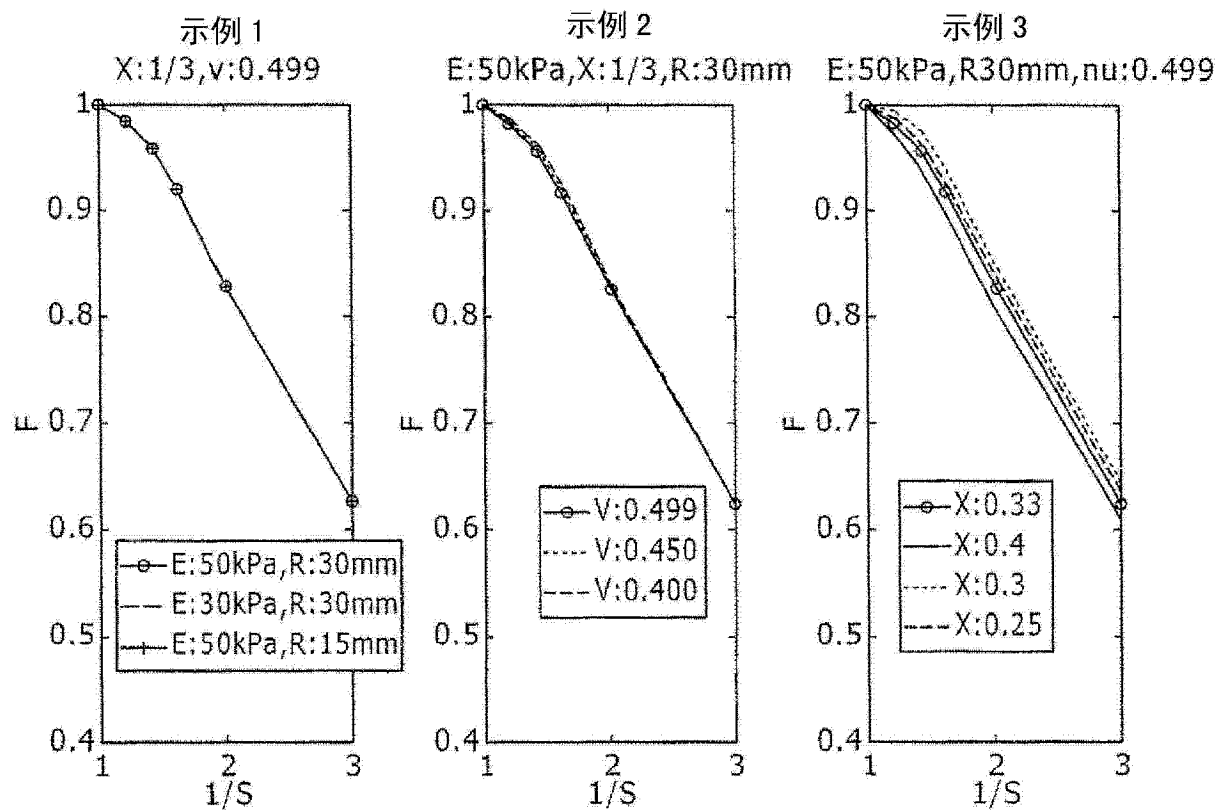


图 9B

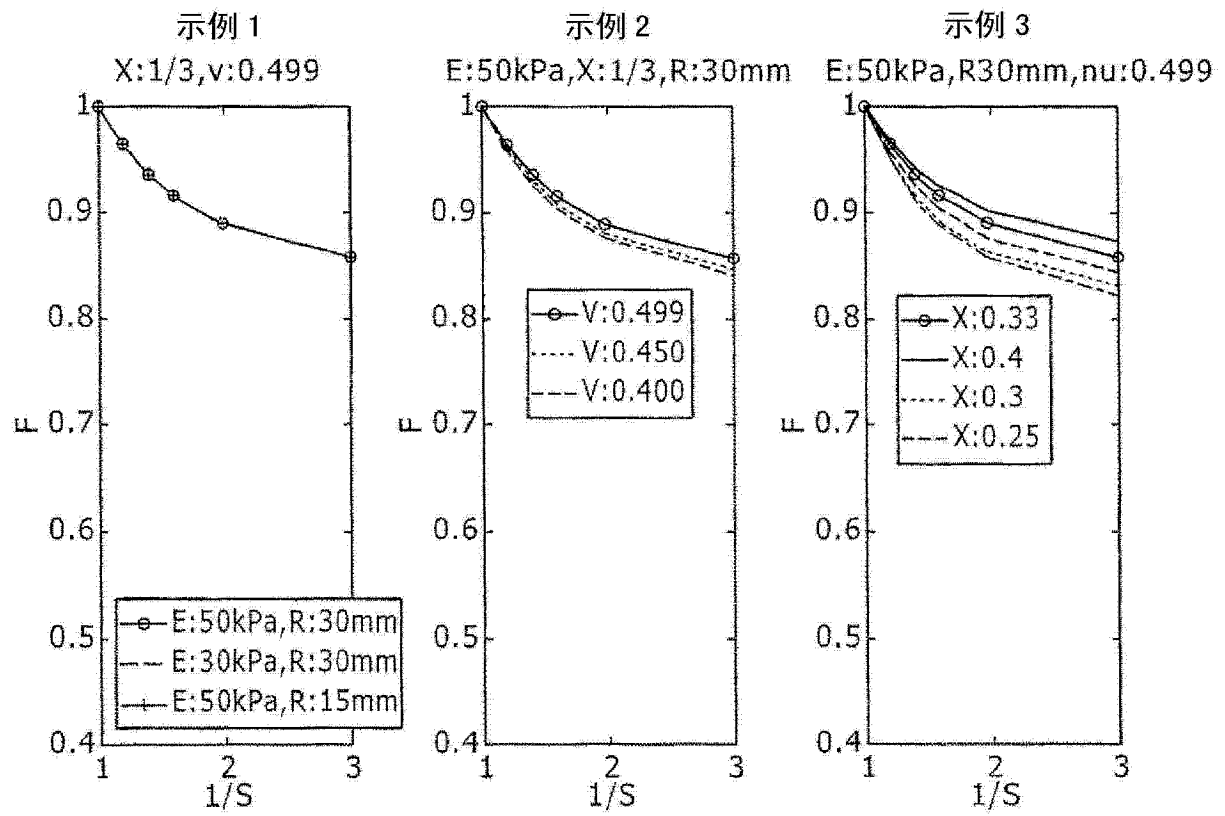


图 9C

模式 2X

$\frac{X}{1/s}$	0.25	0.30	0.33	0.40
1.0	1.00	1.00	1.00	1.00
1.2	0.88	0.88	0.89	0.90
1.4	0.77	0.79	0.80	0.82
1.6	0.69	0.71	0.72	0.75
2.0	0.57	0.60	0.62	0.66
3.0	0.45	0.49	0.52	0.56

模式 2R

$\frac{X}{1/s}$	0.25	0.30	0.33	0.40
1.0	1.00	1.00	1.00	1.00
1.2	1.00	0.99	0.98	0.97
1.4	0.98	0.97	0.96	0.94
1.6	0.94	0.93	0.92	0.90
2.0	0.85	0.84	0.83	0.81
3.0	0.64	0.63	0.63	0.61

图 9D

模式 2X

$\frac{1}{s}$ X	0.25	0.30	0.33	0.40
1.0	0.090	0.097	0.102	0.110
1.2	0.079	0.086	0.091	0.099
1.4	0.069	0.076	0.081	0.090
1.6	0.062	0.069	0.074	0.083
2.0	0.051	0.059	0.064	0.073
3.0	0.041	0.048	0.053	0.062

图 9E

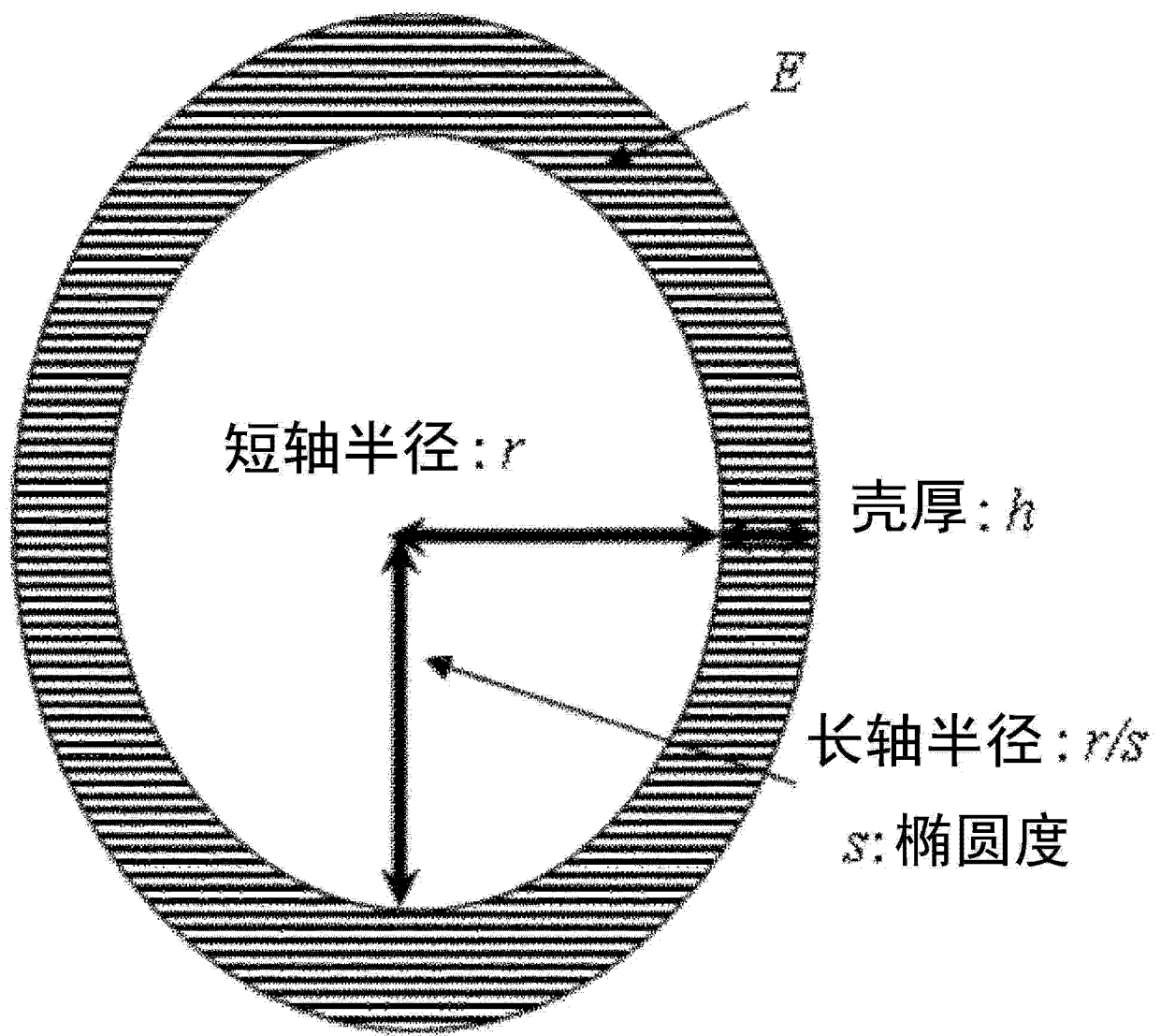


图 10

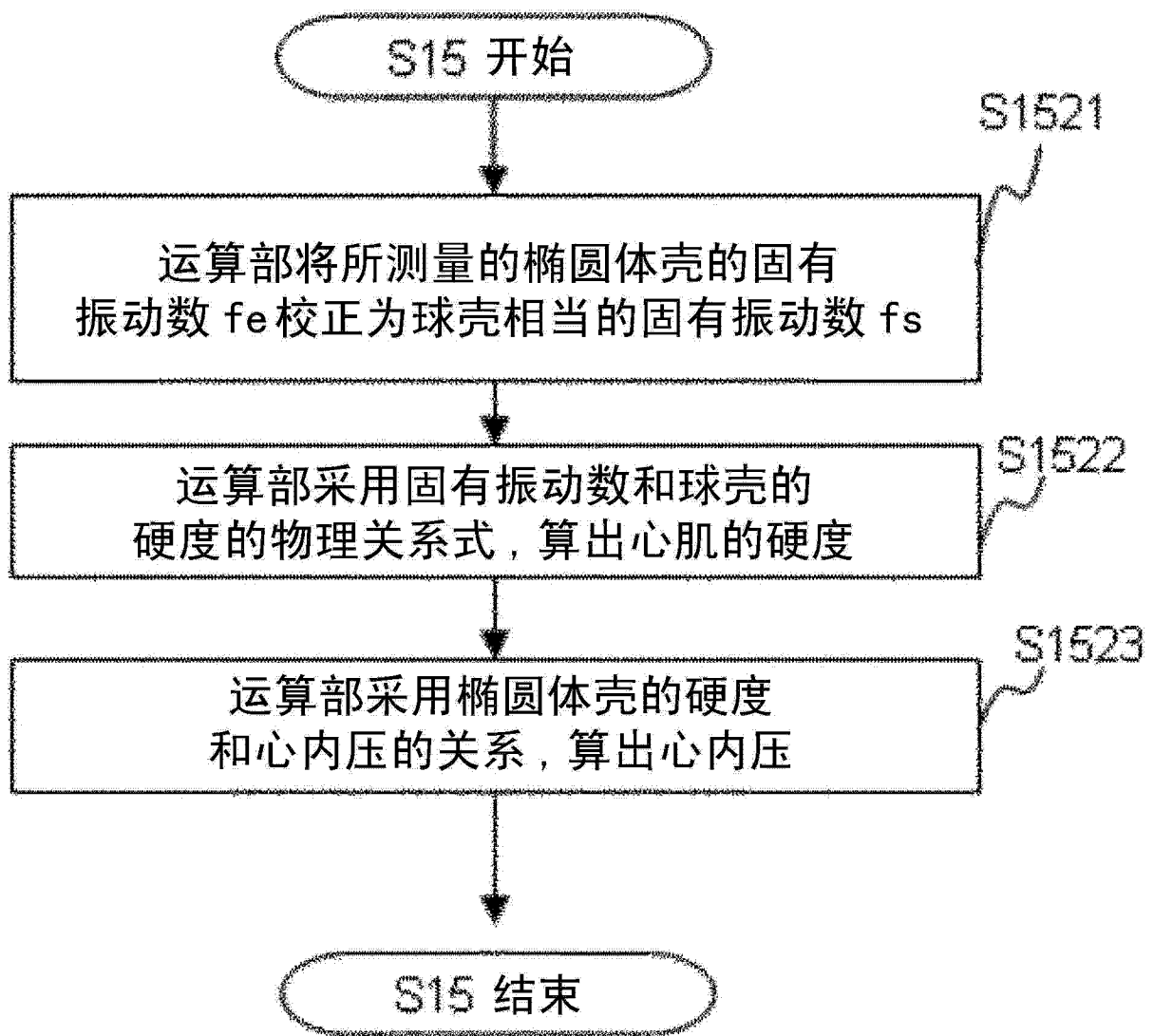


图 11

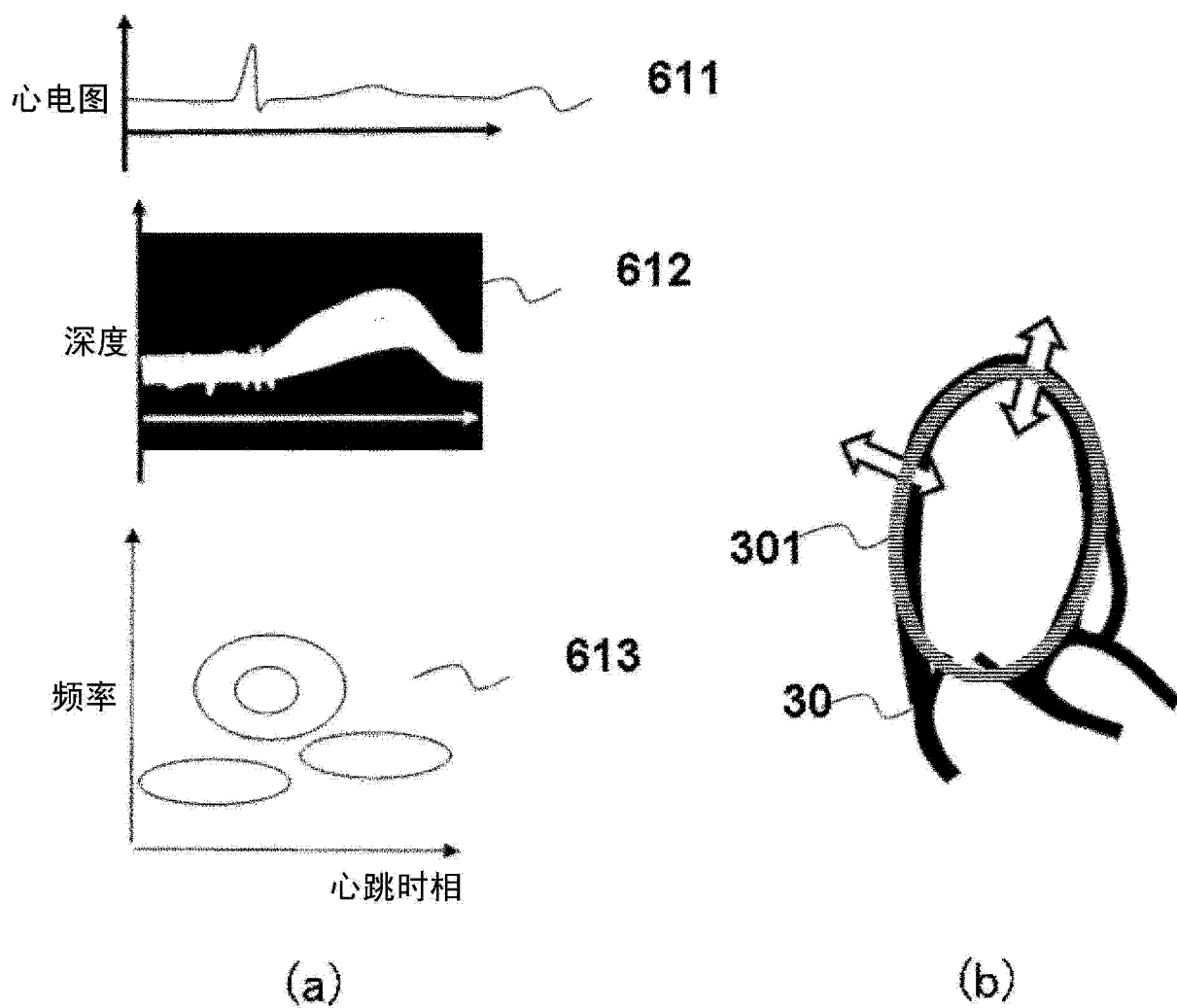


图 12

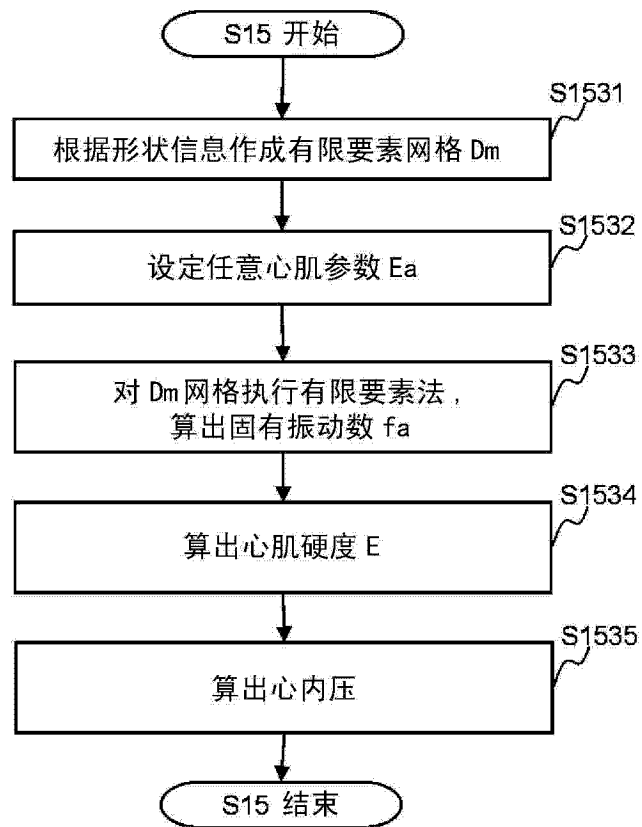


图 13

专利名称(译)	超声波摄像装置以及信息处理装置		
公开(公告)号	CN102753101B	公开(公告)日	2015-01-14
申请号	CN201180008564.4	申请日	2011-02-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	田中智彦 东隆 田原麻梨江 桥场邦夫		
发明人	田中智彦 东隆 田原麻梨江 桥场邦夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0883 A61B8/04 A61B8/486		
代理人(译)	樊建中		
优先权	2010032429 2010-02-17 JP		
其他公开文献	CN102753101A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种以非侵入的方式测定作为心脏的肌肉的心肌的硬度或者作为心脏的内部的血压的心内压的超声波摄像装置。超声波摄像装置具备：对作为体内的对象物的心脏收发超声波的超声波探头(2)；对通过超声波探头所接收的反射回波信号进行处理的信号处理部(15)；将信号处理结果作为图像进行显示的显示部(14)；和在显示部中所显示的图像中设定规定点的输入部(10)。信号处理部(15)具备：根据反射回波信号识别心脏的形状信息的形状提取部(152)；根据反射回波信号检测心脏的固有的振动的固有振动检测部(153)；和计算心肌的硬度或者心内压的运算部(154)，运算部(154)根据心脏的固有振动数精度良好地算出心肌的硬度，根据所算出的心肌的硬度计算心内压。

