



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101511275 B

(45) 授权公告日 2011.07.13

(21) 申请号 200780032491.6

代理人 朱丹

(22) 申请日 2007.08.31

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/08 (2006.01)

237518/2006 2006.09.01 JP

(56) 对比文件

(85) PCT申请进入国家阶段日

JP 特开 2003-210460 A, 2003.07.29, 全文.

2009.03.02

CN 1774646 A, 2006.05.17, 全文.

(86) PCT申请的申请数据

WO 2006/041050 A1, 2006.04.20, 全文.

PCT/JP2007/066999 2007.08.31

CN 1678243 A, 2005.10.05, 全文.

(87) PCT申请的公布数据

审查员 张宇

W02008/029728 JA 2008.03.13

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 松村刚 椎名毅 山川诚

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
11021

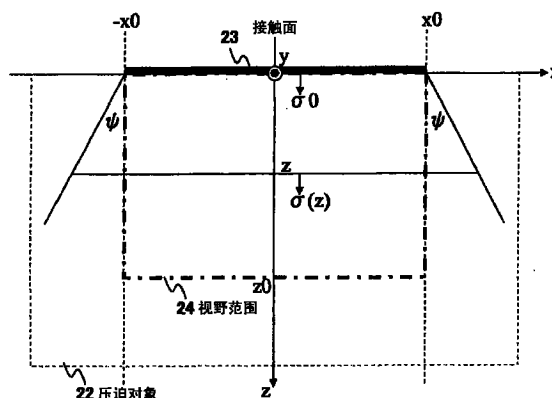
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 11 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种与被测体的深度无关,可取得准确的形变信息的超声波诊断装置。该超声波诊断装置,具备:超声波探头,接收发送与被测体之间的超声波;加压机构,对被测体的生物体组织加压;发送机构,通过所述超声波探头,向生物体组织发送超声波;接收机构,通过所述超声波探头,接收被测体产生的反射回声信号;形变信息运算机构,根据由该接收机构接收的取得时刻不同的一对帧数据,求出生物体组织的形变分布;形变图像生成机构,根据由该形变信息运算机构求出的形变分布,生成形变图像;和显示机构,对形变图像进行显示。其中,设有形变分布修正机构,根据由加压机构决定的压迫条件设定形变分布修正函数,并据此对形变分布进行修正。所以,可以得到与被测体的深度无关的准确的形变信息。



1. 一种超声波诊断装置,包括:超声波探头,与被测体之间收发超声波;加压机构,对被测体的生物体组织施加压迫;发送机构,通过所述超声波探头向所述生物体组织发送超声波;接收机构,通过所述超声波探头,接收所述被测体产生的反射回声信号;形变信息运算机构,根据由该接收机构接收的取得时刻不同的一对帧数据,求出生物体组织的形变分布;形变图像生成机构,根据由该形变信息运算机构求出的形变分布,生成形变图像;和显示机构,对所述形变图像进行显示,

所述超声波诊断装置中还设有形变分布修正机构,通过形变分布修正函数对所述形变分布进行修正,所述形变分布修正函数,根据由所述加压机构决定的压迫条件设定,

所述形变分布修正函数,是根据作用于所述被测体的生物体组织的应力的衰减量,对所述形变分布进行修正,使所述应力在任意深度都不衰减的修正函数。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

具备根据由所述加压机构决定的压迫条件求出所述形变分布修正函数并进行保存的存储机构,所述形变分布修正机构,根据保存的形变分布修正函数,对所述形变分布进行修正。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

具备对每一个所述形变分布的坐标位置求出所述形变分布修正函数并进行保存的存储机构,所述形变分布修正机构,根据保存的形变分布修正函数,对所述形变分布进行修正。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述形变分布修正函数,是所述应力的衰减量的倒数。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述形变分布修正机构,将所述应力的衰减量的倒数与所述形变分布相乘,对所述形变分布进行修正。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

根据所述加压机构的压迫条件计算衰减的应力的衰减量,生成所述形变分布修正函数。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述形变分布修正函数,按照所述超声波探头的种类生成。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述形变分布修正函数,根据所述加压机构或所述超声波探头的接触面形状生成。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述形变分布修正函数,根据离开所述加压机构或所述超声波探头的接触面的距离生成。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述形变分布修正函数,根据施加在所述超声波探头的接触面的压迫力的弹性波的衍射角生成。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述形变分布修正函数,根据所述加压机构或所述超声波探头的接触面的直径生成。

12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述形变分布修正函数,根据所述加压机构的加压对象的大小生成。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

具备调整机构,对所述被测体的各个深度,独立地调整所述形变分布修正函数。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

具备位移运算机构,利用根据所述加压机构的压迫条件设定的位移分布修正函数,对基于一对帧数据求出的生物体组织的位移分布进行修正,所述形变信息运算机构,根据所述修正后的位移分布,求出所述形变分布。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,特别涉及一种适用于测量压迫生物体组织时的形变分布、生成形变图像并进行显示的超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 为了根据生物体组织的软度或硬度来诊断病变部位等,目前的做法是:利用超声波探头等压迫生物体组织,根据该压迫所产生的生物体组织的位移,计算形变(应变、distortion)或弹性率等生物体组织的形变信息,生成弹性图像,进行显示。

[0003] 虽然生物体组织的诊断,的确是取决于作为定量的形变信息的弹性率,但是,由于弹性率是施加在生物体组织各部位的应力除以形变而得到的值,所以,要求出施加在生物体组织各部位的应力。对于施加在各部位的应力,例如是用压力传感器等,来测量超声波探头等加压机构施加在被测体皮肤的压迫力,然后推定该压迫力作用在被测体内部的生物体组织的应力。但是,由于推定作用于生物体组织的应力分布所需的运算处理量庞大,所以一般认为,现阶段进行实时处理比较困难。另外,要想通过有限要素法等进行应力分布解析,就需要庞大的存储器量,因此在装置结构上来看也十分困难。

[0004] 这样,由于实时取得定量的弹性率尚不实用,所以,当前,对位移进行微分并将由此取得的形变作为基准的实时的形变图像就成为主流。对于根据形变信息而生成的形变图像,可以将形变大小的相对性差异作为生物体组织硬度大小的差异来识别。虽然得不到定量的硬度信息,但由于清楚相对的硬度差异,所以一般认为适用于诊断。被应用在例如乳腺组织、前列腺组织、甲状腺组织等领域。作为根据上述形变信息来生成形变图像的技术,非专利文献 1、专利文献 1、2 上均有记述。

[0005] 非专利文献 1:Karsten Mark Hiltawsky, et al, Freehand ultrasound elastography of breast lesions: Clinical results, Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 27, No. 11, pp. 1461-1469, 2001.

[0006] 专利文献 1:特愿 2004-229459 号公报

[0007] 专利文献 2:W02006/041050 号公报

[0008] 上述文献所述的先行技术是根据取得时刻不同的一对帧数据,求出根据压迫力变化的生物体组织的各部位位移,然后根据该各部位位移来求出生物体组织的形变分布。但是,它没有考虑作用于生物体组织的应力随着远离加压机构的深部而衰减的情况。所以,存在以下问题:即便深度方向存在弹性相同的组织,有时也会因距离加压机构的深度而求出形变不同的值,无法进行确切诊断。

[0009] 也就是说,超声波探头等加压机构施加在被测体上的压迫力,通过弹性波,从加压机构与被测体之间的接触面向被测体深度方向传播。在该传播过程中,由于弹性波在发生衍射的同时大范围传播,所以应力,这一单位面积上的力,就随深度衰减。其结果,部位越深,应力越小,位移按照应力的衰减程度而变小。例如,当距离加压机构的浅部和深部存在硬度相同的组织时,由于深部组织与浅部组织相比形变变小,所以,有可能误认为深部组织

是硬组织。

发明内容

[0010] 本发明的课题是,无论距离加压机构的深度如何,都取得准确的形变信息。

[0011] 为了解决上述课题,本发明的超声波诊断装置,具备:超声波探头,与被测体之间收发超声波;加压机构,对被测体的生物体组织加压;发送机构,通过所述超声波探头,向所述生物体组织发送超声波;接收机构,通过所述超声波探头,接收所述被测体产生的反射回声信号;形变信息运算机构,根据由该接收机构接收的取得时刻不同的一对帧数据,求出生物体组织的形变分布;形变图像生成机构,根据由该形变信息运算机构求出的形变分布,生成形变图像;和显示机构,对所述形变图像进行显示,其中,设置了形变分布修正机构,根据由所述加压机构决定的压迫条件而设定的形变分布修正函数,对所述形变分布进行修正。

[0012] 具备根据所述加压机构的压迫条件求出所述形变分布修正函数并进行保存的存储机构,所述形变分布修正机构根据保存的形变分布修正函数,对所述形变分布进行修正。

[0013] 具备对每一个所述形变分布的坐标位置求出所述形变分布修正函数并进行保存的存储机构,所述形变分布修正机构根据保存的形变分布修正函数,对所述形变分布进行修正。

[0014] 此外,也可取而代之,作为特征设置位移运算机构,用根据由所述加压机构决定的压迫条件设定的位移分布修正函数,对根据一对帧数据求出的生物体组织的位移分布进行修正,所述形变运算机构根据所述修正后的位移分布,求出所述形变分布。

[0015] 这里,利用图 2 和图 3,说明本发明的原理。例如,以以下情况为例进行说明。如图 2 所示,将例如线形超声波探头 21 作为加压机构使用,压迫作为压迫对象 22 的硬度均匀的模体。一般来说,是对图 2(A) 所示的压迫对象 22,如图 2(B) 那样使超声波探头 21 的超声波收发面与其接触,施加初始压迫力,产生 5~20%左右的压缩(形变),然后从该状态起,对压迫力进行调整,测量形变,就像(C)所示,产生 0.2~1%左右的压缩(形变变化)。图 3 是用来说明平行于 x 轴的面(断面)的应力分布的图。x-y 轴表示超声波探头 21 与压迫对象 22 的接触面 23, z 轴表示深度方向。

[0016] 设:接触面 23 比压迫对象 22 具有足够的硬度,在测量范围的压迫力下,不会发生变形。此外,设:接触面 23 的 x 轴方向的长度为 $2 \cdot x_0$, y 轴方向的长度为 $2 \cdot y_0$ 。此外,还设:接触面 23 的应力 σ 为 $\sigma = \sigma_0(z = 0)$ 。现在,假定施加在接触面 23 的压迫力的弹性波向压缩方向大范围传播,衍射角为 Φ ,假定弹性波的路径区域内的任意 xy 平面($z = \text{恒定}$)上的 z 方向的应力 $\sigma(z)$ 为恒定值,与 x、y 坐标无关。也就是说,假定压迫对象因压迫力而被施加的外力=应力 $\times$ 面积是恒定的,与深度无关。

[0017] 如果在这样假定之后,测量压迫对象 22 的一定的视野范围 24 的形变,就会如图 4(A) 所示,视野范围 24 的中心轴的形变 ε 形成深度越深、形变 ε 越小的分布。也就是说,由于超声波探头 21 施加的压迫力在压迫对象 22 内大范围传播,所以作用于生物体组织的应力随深度衰减,被测出视野范围 24 的深部组织的形变小于浅部组织。作用于生物体组织的应力也会因弹性波衍射传播以外的其它原因而衰减,但该衰减取决于加压机构与被测体之间的接触面形状、压迫对象的大小(边界条件)、衍射角 Φ 等加压测量条件。这里,如果

压迫对象的大小（边界条件）与接触面相比，压迫对象足够大，那么应力如后述的实施例 1 所示按照规定函数衰减。但如果例如压迫对象的宽度小，也就是说接触面的幅度比超声波收发面的幅度还窄，那么由于压迫对象的两个侧面不受束缚，可自由变形，应力会在近处大大衰减，很难到达深部。也就是说，由于应力的衰减方式是随压迫对象的大小、形状等边界条件的不同而不同，所以需要将它们作为加压测量条件考虑。

[0018] 因此，本发明是预先对每一个加压测量条件测量形变分布，设定形变分布修正函数，形成接触面上的应力在任意深度上都不衰减的那种形变分布。而且，利用形变分布修正函数对形变分布进行修正，就可以得到与距离加压机构的深度和方向无关的准确的信息。

附图说明

[0019] 图 1 是本发明的一个实施方式的超声波诊断装置的整体构成框图。

[0020] 图 2 是使用线形超声波探头对压迫对象实施压迫的操作说明图。

[0021] 图 3 是被线形超声波探头压迫的实施例 1 的压迫对象在深度方向的应力分布的说明图。

[0022] 图 4 是说明因被线形超声波探头压迫的实施例 1 的应力衰减而导致形变分布减少的分布图。

[0023] 图 5 是用实施例 1 的形变分布修正函数进行修正，就可以进行准确的形变分布修正的说明图。

[0024] 图 6 是表示在经直肠探头上安装了球状气囊的加压机构的实施例 2 的构成图。

[0025] 图 7 是使用实施例 2 的气囊的加压方向的说明图。

[0026] 图 8 是实施例 2 的视野范围中的应力衰减的说明图。

[0027] 图 9 是表示在经直肠探头上安装了圆筒状气囊的加压机构的实施例 3 的构成图。

[0028] 图 10 是被经直肠探头压迫的实施例 4 的视野范围中的应力衰减的说明图。

[0029] 图 11 是可以在深度方向上任意微调形变分布修正函数的实施例 6 的说明图。

具体实施方式

[0030] 下面，根据本发明的实施方式进行说明。图 1 表示本发明的一个实施方式的超声波诊断装置的整体构成框图。如图所示，用来接触被测体 1 的超声波探头（以下省略为探头）2 形成为，包括多个与被测体 1 之间发送和接收超声波的振子。探头 2 由发送电路 3 所提供的超声波脉冲驱动。收发控制电路 4，控制驱动探头 2 的多个振子的超声波脉冲发送定时，对准设于被测体 1 内的焦点，形成超声波束。此外，收发控制电路 4 还使超声波束在探头 2 的振子的排列方向上进行电子式扫描。

[0031] 另一方面，探头 2 接收被测体 1 内产生的反射回声信号，向接收电路 5 输出，接收电路 5 按照收发控制电路 4 输入的定时信号，取得反射回声信号，进行放大等接收处理。接收电路 5 处理的反射回声信号在调相加法电路 6 中得到放大，方法是使多个振子接收的反射回声信号相位同步，然后相加。由调相加法电路 6 进行过调相相加的反射回声信号被输入信号处理部 7，进行增益修正、对数压缩、检波、轮廓强调、过滤处理等信号处理。

[0032] 由信号处理部 7 处理的反射回声信号，被导入黑白扫描转换器 8，转换成与超声波束的扫描面对应的二维断层图像数据（数字数据）。断层图像（B 模式图像）的图像重组机

构,由这些信号处理部 7 和黑白扫描转换器 8 构成。黑白扫描转换器 8 输出的断层图像数据通过切换加法部 9,被输出至图像显示器 10,使 B 模式图像得到显示。

[0033] 另一方面,由调相加法电路 6 输出的反射回声信号被导入 RF 信号帧数据选择部 11。RF 信号帧数据选择部 11,将与超声波束的扫描面对应的反射回声信号群作为帧数据,在取得多个帧份之后保存在存储器等中。位移运算部 12,依次获得与 RF 信号帧数据选择部 11 所保存的取得时刻不同的多对帧数据,根据获得的一对帧数据,求出断层面上的多个测量点的位移矢量,使其作为位移帧数据输出至形变信息运算部 13。

[0034] 本实施方式的形变信息运算部 13 构成为:根据位移帧数据,求出各测量点的生物体组织的形变。使得形变信息运算部 13 所求出的形变分布(帧数据)输出至形变分布修正部 14。

[0035] 形变分布修正部 14,通过形变分布修正函数制作部 18 输出的形变分布修正函数,对从形变信息运算部 13 输入的形变分布进行修正。然后,对基于修正后的形变分布的形变信息,实施坐标平面内的平滑处理、对比度优化处理、帧与帧之间的时间轴方向的平滑处理等各种图像处理,之后向彩色扫描转换器 15 送出。

[0036] 彩色扫描转换器 15,获得形变分布修正部 14 修正后的形变分布,按照设定好的形变的色彩映射(colour map),对每个形变分布的帧数据的像素附加色调代码,生成彩色形变图像。

[0037] 彩色扫描转换器 15 所生成的彩色形变图像,通过切换加法部 9 被显示在图像显示器 10 上。此外,切换加法部 9 形成为具有以下功能,即输入黑白扫描转换器 8 输出的黑白断层图像、彩色扫描转换器 15 输出的彩色形变图像,切换两种图像来显示任意一方的功能;使两种图像中的一个半透明化,进行相加合成,在图像显示器 10 上重叠显示的功能;并列显示两种图像的功能。此外,由切换加法部 9 输出的图像数据,根据装置控制接口部 19 的控制,会被保存在场景存储器(cine memory)20 中。场景存储器 20 存放的图像数据,根据装置控制接口部 19 的控制,会被显示在图像显示器 10 上。

[0038] 与本实施方式的特征有关的形变分布修正函数制作部 18,获得例如加压机构(图 1 的情况下就是探头 2)与被测体 1 之间的接触面形状、测量对象的视野范围大小(边界条件)、衍射角 Φ 等条件,它们是从装置控制接口部 19 输入的加压测量条件。然后,形变分布修正函数制作部 18,运算或者选择并设定以下实施例所示的形变分布修正函数。设定的形变分布修正函数被输出至形变分布修正部 14。

[0039] 对如上构成的本实施方式的基本动作进行说明。首先,用探头 2 压迫被测体 1,对被测体 1 进行超声波束扫描,连续接收来自扫描面的反射回声信号。然后,根据调相加法电路 6 输出的反射回声信号,由信号处理部 7 和黑白扫描转换部 8 对断层图像进行重组,经由切换加法器 9,显示在图像显示器 10 上。

[0040] 另一方面,RF 信号帧数据选择部 11 取入反射回声信号,与帧率同步,来反复取得帧数据,按照时间顺序保存在内置的帧存储器内。然后,以取得时刻不同的一对帧数据为单位,连续选择多对帧数据,输出至位移运算部 12。位移运算部 12,对选择的一对帧数据进行一维相关或二维相关的处理,测量扫描面上的多个测量点的位移,生成位移帧数据。作为上述位移矢量的检测方法,已知有例如特开平 5-317313 号公报等所述的块映射(block mapping)法或渐变法。块映射法是将图像分成块,每个块例如由 $N \times N$ 个像素组成,从前一

帧起查找最近似于当前帧中的所着眼的块,由此求出测量点的位移。此外,还可以对一对 RF 信号帧数据进行在同一区域的自相关计算,算出位移。

[0041] 形变信息运算部 13 取入位移帧数据,求出各测量点的形变变化,将形变分布(帧数据)输出至形变分布修正部 14。众所周知,形变变化的运算,是对各测量点的位移做空间微分,计算各测量点的形变变化 $\Delta \varepsilon$ 。此外,也可以像非专利文献 1 等提出的那样,设定视野范围中的感兴趣区 ROI 和基准区 ROI0,求出这些区域中的形变变化 $\Delta \varepsilon$ 、 $\Delta \varepsilon_0$ 的平均值,根据其比值($\Delta \varepsilon_0$ 的平均值 / $\Delta \varepsilon$ 的平均值)的大小,来鉴别组织是良性还是恶性。

[0042] 形变分布修正部 14 对输入的形变分布进行平滑处理等处理,然后,使用从形变分布修正函数制作部 18 输入的形变分布修正函数,对形变分布进行修正,将基于修正后的形变分布的形变信息输出至彩色扫描转换器 15。彩色扫描转换器 15,根据形变分布生成彩色形变图像。彩色形变图像按照像素单位,使用例如 256 级的色调灰度,根据帧数据的形变,进行着色。另外,可以使用黑白扫描转换器来取代彩色扫描转换器 15。在这种情况下,可以通过对形变大的区域提高亮度,对形变小的区域减小亮度等方法,鉴别是良性还是恶性。

[0043] 以下,针对使用本实施方式的形变分布的修正,对基于不同加压方法和不同加压测量条件的具体实施例进行说明。另外,各实施例由作为本实施方式特征部分的形变信息运算部 13、形变分布修正部 14、形变分布修正函数制作部 18、装置控制接口部 19 等实施。

[0044] 因此,本发明是预先对每个加压测量条件,都进行图 4(A) 的形变分布的测量,由形变分布修正函数制作部 18 设定形变分布修正函数,形成接触面上的应力在任意深度上都不衰减的形变分布。然后,形变分布修正部 14 利用形变分布修正函数,对形变信息运算部 13 得到的形变分布进行修正,由此获得与距离加压机构的深度和方向无关的准确的形变信息。

[0045] 实施例 1

[0046] 本实施例 1 是以图 2 所示的线形探头 21 作为加压机构,将该探头 21 的超声波收发面(接触面)推挤并压迫于被测体 1,对该情况下的形变信息进行修正。线形探头 21 的接触面与被测体 1 相比,具有足够的硬度,在测量范围的压迫力下,是不会变形的。

[0047] 此外,如图 3 所示,设接触面 23 的 x 轴方向的长度为 $2 \cdot x_0$,设 y 轴方向的长度为 $2 \cdot y_0$,设接触面 23 上的应力 σ 为 $\sigma = \sigma_0(z = 0)$ 。现在,假定施加在接触面 23 上的压迫力的弹性波,向压缩方向大范围传播,衍射角为 Φ 。在弹性波的路径区域内的任意 xy 平面($z = \text{恒定}$)上,设定一种模型,其中如下式(1)所示,z 方向的应力 $\sigma(z)$ 与 x、y 坐标无关,是恒定值。也就是说,施加在被测体 1 上的压迫力(外力) = 应力 $\times$ 面积是恒定的,与深度无关。在式(1)中,ds 是面积微元(微小面积要素)。

[0048] $\int \sigma(z) \cdot ds = \text{恒定}$ (1)

[0049] 此外,如果设衍射角为 Φ ,那么深度 z 下的 x 方向上的扩展范围 $U_x(z)$ 由下式(2)表示。

[0050] $U_x(z) = 2(x_0 + z \cdot \tan \Phi)$ (2)

[0051] 同样,如果设衍射角为 Φ ,那么深度 z 下的 y 方向上的扩展范围 $U_y(z)$ 由下式(3)表示。

[0052] $U_y(z) = 2(y_0 + z \cdot \tan \Phi)$ (3)

[0053] 根据这些公式,下式(4)成立。

[0054] $\sigma_0 \cdot (2x_0) \cdot (2y_0) = \sigma(z) \cdot 2(x_0+z \cdot \tan \Phi) \cdot 2(y_0+z \cdot \tan \Phi) \quad (4)$

[0055] 根据式 (4), z 轴的任意位置的应力变为下式 (5)。

[0056] $\sigma(z) = \sigma_0 \cdot (x_0 \cdot y_0) /$

[0057] $\{(x_0+z \cdot \tan \Phi) \cdot (y_0+z \cdot \tan \Phi)\} \quad (5)$

[0058] 这里,衍射角 Φ 依赖于弹性波的频率(反复压迫操作的频率),在例如 $\Phi = \pi/4$ 的条件下,式 (5) 就变为式 (6)。

[0059] $\sigma(z) = \sigma_0 \cdot \{x_0 \cdot y_0\} / \{(x_0+z) \cdot (y_0+z)\} \quad (6)$

[0060] 此外,如果是接近接触面的较浅部位,则认为 $z \ll x_0, y_0$, 于是 $\sigma(z) \approx \sigma_0$ (恒定);如果是深部位,则认为 $z \gg x_0, y_0$, 于是 $\sigma(z) \approx \sigma_0 \cdot \{x_0 \cdot y_0\} / \{z \cdot z\}$ 。

[0061] 因此,深部的应力会大大衰减,以 $1/z^2$ 的关系变化。其结果,即便是硬度均匀的生物体组织,应力 $\sigma(z)$ 也会随传播衰减,由此,就得到形变值也随之减小的形变分布。

[0062] 在本实施例 1 中,形变分布修正部 14 加入上述的应力衰减,对形变分布进行修正,根据修正后的形变分布(以下为修正形变分布),构筑形变信息。以下详细说明本实施例 1 的形变分布的具体修正方法。

[0063] 设:利用图 2 的探头 21,在上述加压测量条件下,进行形变分布测量。此外,假定视野范围 24 的生物组织的弹性是均匀的。设测量得到的形变分布数据为 $\varepsilon(x, z)$ 。将这时的视野范围置为 $-x_0 \leq x \leq x_0, 0 \leq z \leq z_0$ 。在上述条件下,例如中央线 $x = 0$ 的深度方向上的形变分布 $\varepsilon(0, z)$,就会变为图 4(A) 所示的分布,随着应力的衰减,在深度方向上减小。而且,基于该形变分布 $\varepsilon(x, z)$ 的形变信息就会变成图 4(B) 那样,越往深处的部位形变越小,因此,有可能误认为深部区存在硬的部位。

[0064] 因此,本实施例加入上式 (6),在形变分布修正函数制作部 18 上用下式 (7) 定义形变分布修正函数 $w(z)$ 。形变分布修正函数 $w(z)$,是式 (6) 所示的应力衰减量的倒数。

[0065] $w(z) = \{(x_0+z) \cdot (y_0+z)\} / \{x_0 \cdot y_0\} \quad (7)$

[0066] 进而,形变分布修正部 14 用下式 (8) 求出修正形变分布 $\varepsilon'(x, z)$ 。

[0067] $\varepsilon'(x, z) = w(z) \cdot \varepsilon(x, z) \quad (8)$

[0068] 形变分布修正部 14,将应力的衰减量的倒数与形变分布相乘,从而对形变分布进行修正。也就是说,形变分布修正部 14,使用从形变分布修正函数制作部 18 输出的形变分布修正函数 $w(z)$,预测应力的衰减,来对形变分布进行修正。由此,修正过的形变分布就会像图 5(A) 那样,在深度方向上分布均匀,按照基于修正后的形变分布的形变信息而形成的弹性图像,也会像图 5(B) 那样,在整个区域没有形变大小的差异,可以防止错误识别。

[0069] 此外,如果是对具有硬度不相同的区域生物体组织进行测量,那么使用形变分布修正函数 $w(z)$,可以高精度地求出其硬度差异。

[0070] 另外,虽然是假定衍射角 $\Phi = \pi/4$ 、用式 (6) 进行了近似运算,但本发明不限于此,也可以进行可变设定。此外,也可以预先将弹性波衍射角 Φ 设定为重复压迫操作频率的函数,测量重复压迫操作频率,并使用式 (5),推定应力的衰减,来设定形变分布修正函数 $w(z)$ 。

[0071] 实施例 2

[0072] 本实施例 2 是使用图 6 所示的凸形经直肠探头 31 来作为加压机构,对安装在经直肠探头 31 前端的球状气囊 33 进行膨胀·收缩来压迫被测体,对该情况下的形变信息进行

修正。气囊 33, 被安装成包围凸形的超声波收发面 32, 是通过连通到气囊 33 内的流路 34, 从注射器等注入・排出水来对气囊 33 进行膨胀・收缩的情况下的一个例子。

[0073] 如上所述, 应力的衰减取决于施加压迫力的接触面的形状, 且取决于因弹性波的衍射而带来的大范围传播。也就是说, 应力的衰减, 在视野范围相对于接触面面积非常广阔的加压测量条件下表现得非常显著。像本实施例 2 这样的经直肠探头 31 等体内插入型探头就是如此。作为体内插入型探头, 例如还有经阴道探头、经食道探头等。

[0074] 用图 6 所示的球状气囊 33 施加压迫力、测量弹性的方法, 在专利文献 1 中已被提出。本实施例 2 的情况下, 气囊 33 的膜面与被测体体腔内的表皮接触, 水注入气囊 33 时, 膜面膨胀的方向如图 7 所示, 向球面的法线方向压迫生物体组织。对于图 7(A) 所示的 xy 平面, 按照与实施例 1 同样的条件, 在使用相较于压迫对象而言充分的力、且可以保持球面地实施压迫的前提下, 讨论应力的传递。

[0075] 本实施例的情况也与图 2 的压迫操作同样, 在初始状态下实施压迫, 然后反复调整压迫力, 压迫生物体组织。现在, 设初始状态下的气囊 33 的曲率半径为 r_0 , 设接触面上的应力 σ 为 $\sigma = \sigma_0(r = r_0)$ 。然后, 如图 8 所示, xy 平面内的测量点坐标用 (r, θ) 指定。此外, 设接触面 36 上产生的弹性波是球面波, 向球面的法线方向传播。这时, 与实施例 1 同样, 构筑一种模型, 力 = 应力 $\times$ 面积是恒定的, 不依赖于深度。也就是说, 根据式 (1), 在本实施例 2 的情况下, 下式 (9) 成立。

$$[0076] \quad \sigma_0 \cdot 4\pi(r_0)^2 = \sigma(r) \cdot 4\pi(r)^2 \quad (9)$$

[0077] 因此, $\sigma(r)$ 就由下式 (10) 求出。

$$[0078] \quad \sigma(r) = \sigma_0 \cdot (r_0/r)^2 \quad (10)$$

[0079] 由式 (10) 可知, $\sigma(r)$ 大大衰减, 以 $1/r^2$ 的关系变化。因此, 在本实施例中, 形变分布修正函数制作部 18 加入式 (10), 用下式 (11) 定义形变分布修正函数 $w(r)$, 形变分布修正函数 $w(r)$, 是式 (10) 所示的应力的衰减量的倒数。

$$[0080] \quad w(r) = (r/r_0)^2 \quad (11)$$

[0081] 形变分布修正部 14, 利用上述的形变分布修正函数 $w(r)$, 对形变分布进行修正, 可以通过下式 (12) 求出修正形变分布 $\varepsilon'(r, \theta)$ 。

$$[0082] \quad \varepsilon'(r, \theta) = w(r) \times \varepsilon(r, \theta) \quad (12)$$

[0083] 根据本实施例, 就会与实施例 1 同样, 形变分布修正部 14 通过将应力的衰减量的倒数与形变分布相乘, 从而对形变分布进行修正。可以在修正形变信息的整个区域排除因应力衰减而带来的形变大小的差异, 按照基于修正过的形变分布的形变信息来防止误诊。此外, 如果是对具有硬度不相同的区域的生物体组织进行测量, 那么使用形变分布修正函数 $w(r)$, 可以高精度地求出其硬度差异。

[0084] 实施例 3

[0085] 实施例 2 中, 表示了以具有球状膜面的气囊 33 为加压机构的情况。本实施例 3 是说明将具有图 9(A)、(B) 所示的圆筒状膜面的气囊 41 作为加压机构使用时的形变分布修正函数的例子。就本实施例的气囊 41 而言, 圆筒状膜面与压迫对象接触, 在保持圆筒膜面的状态下进行膨胀・收缩, 就会在圆筒膜面的法线方向对压迫对象进行压迫。本实施例的情况下气囊 41 与压迫对象之间的接触面非常大, 图 9(B) 的 z 轴方向的长度 $2 \cdot z_0$ 比视野范围的半径 r 的尺寸大得多, 这时, 与与实施例 1 的浅部的状况同样, 应力在 yz 平面内的传播

可以忽略衰减。也就是说,在使用这种足够大的圆筒状的气囊 41 进行压迫的情况下,只需考虑图 8 所示的 xy 平面内的应力衰减即可。根据式 (1) 的模型条件,设定下式 (13)、(14)。

$$[0086] \quad \sigma_0 \cdot 2\pi r_0 = \sigma(r) \cdot 2\pi r \quad (13)$$

$$[0087] \quad \sigma(r) = \sigma_0 \cdot (r_0/r) \quad (14)$$

[0088] 由此可知,本实施例情况下的应力大大衰减,以 $1/r$ 的关系变化。因此,根据式 (14),形变分布修正函数制作部 18 用下式 (15) 定义形变分布修正函数 $w(r)$ 。形变分布修正函数 $w(r)$ 是式 (14) 所示的应力的衰减量的倒数。

$$[0089] \quad w(r) = (r/r_0) \quad (15)$$

[0090] 然后,形变分布修正部 14 利用形变分布修正函数 $w(r)$,对测量的形变分布 $\varepsilon(r, \theta)$ 进行修正,由下式 (16) 求出修正形变分布 $\varepsilon'(r, \theta)$ 。

$$[0091] \quad \varepsilon'(r, \theta) = w(r) \times \varepsilon(r, \theta) \quad (16)$$

[0092] 由此,根据本实施例,就会与实施例 1、2 同样,形变分布修正部 14 通过将应力的衰减量的倒数与形变分布相乘,对形变分布进行修正。这样,根据基于修正过的形变分布的形变信息,就可以防止误诊。此外,如果是对具有硬度不相同的区域的生物体组织进行测量,那么使用形变分布修正函数 $w(r)$,可以高精度地求出其硬度差异。

[0093] 此外,如果是实施例 2 的气囊,应力就会按照 $1/r^2$ 的关系衰减,如果是实施例 3 的气囊,应力就会按照 $1/r$ 的关系衰减。在加压机构使用气囊的情况下,应力的衰减特性会因膨胀・收缩方式和接触面大小的不同而不同。

[0094] 此外,本实施例 3 的形变修正法,也可以应用在将血管管壁因搏动而膨胀・收缩的现象视为加压机构,利用施加在血管壁或周围的生物体组织上的压迫力测量形变的情况。例如,可以应用在利用颈动脉的搏动的甲状腺诊断、利用下肢动脉的脉搏的深部静脉血栓诊断等中。

[0095] 再有,也可以应用在以下情况,即,取代利用搏动的方法,将球囊扩张导管等、对插入血管内的气囊进行膨胀・收缩的方法作为加压机构,利用施加在血管壁或周围的生物体组织的压迫力测量形变。

[0096] 实施例 4

[0097] 本实施例 4 是将凸形探头 2 本身作为加压机构使用,并对此时的形变分布进行修正的例子。实施例 1~3 中,加压测量条件都是:在视野范围内,压迫对象在深度方向上的压迫力均匀衰减。本实施例 4 是以图 6 所示的经直肠探头 31 为加压机构,不使用气囊,向压迫对象施加压迫力情况下的形变修正的例子。

[0098] 凸形探头 2 在超声波收发面 32 的长轴方向上具有曲率,例如像图 10 所示的那样,将长轴中心在法线方向上移动,来对压迫对象实施压迫。在这种情况下,接触面上的压迫力方向就与扇形的视野范围的深度方向不同,所以,施加在接触面上的 y 轴方向的压迫力的视野范围的深度方向的分力,就成为往超声波束方向有效的压迫力。因此,根据实施例 4 的加压测量条件,就会具有如下特性:随着超声波束的方向,接触面上的压迫力变得不均匀。其结果,在视野范围内,应力分布就会不均匀,由此可能带来不均匀的形变分布,导致误诊。

[0099] 在图 10 中,若设探头 2 沿图的 y 轴方向移动并进行压迫,则被压迫的方向的范围至少为 $0 < \theta < \pi$,没被压迫的方向的范围是 $\pi \leq \theta \leq 2\pi$ 。在被压迫的方向的范围内,在接触面的任意坐标 (r_0, θ) 上,大小一定的压力 σ_0 都会如图所示地施加在 y 轴方

向。与气囊的情况不同,接触面上的压力的法线方向的成分根据坐标 (r_0, θ) 的不同而不同。因此,法线方向的成分 σ_0' 就会如下式 (17) 所示,随 $\sin \theta$ 的变化而变化。 θ 是法线与 x 轴之间的成角。

$$[0100] \quad \sigma_0'(\theta) = \sigma_0 \cdot \sin \theta \quad (17)$$

[0101] 由此,在对大角度的视野范围进行诊断的情况下,视野范围的中央部 ($\theta = \pi/2$ 附近) 应力大,形变大;视野范围的两侧部 ($\theta = 0$ 或 π 附近) 应力变小。当然,视野范围内的形变的测量值也是随应力而变化的值,因此,例如有可能发生误诊,认为两侧部相对于中央部,存在硬组织。所以,在本实施例 3 中,鉴于加压测量条件的不均匀性,形变分布修正函数制作部 18 按照以下方式设定形变分布修正函数 $w(\theta)$,形变分布修正部 14 对形变分布进行修正。

[0102] 首先,形变分布函数制作部 18 根据式 (17),以下式 (18) 设定形变分布修正函数 $w(\theta)$ 。形变分布修正函数 $w(\theta)$ 是式 (17) 表示的应力的衰减量的倒数。

$$[0103] \quad w(\theta) = 1/(\sin \theta) \quad (18)$$

[0104] 因此,形变分布修正部 14 用下式 (19),对测量的形变分布 $\varepsilon(r, \theta)$ 进行修正,求出修正形变分布 $\varepsilon'(r, \theta)$ 。

$$[0105] \quad \varepsilon'(r, \theta) = w(\theta) \times \varepsilon(r, \theta) \quad (19)$$

[0106] 形变分布修正部 14,通过将应力的衰减量的倒数与形变分布相乘,对形变分布进行修正。进而,根据随深度而衰减的应力,使用例如实施例 3 的形变分布修正函数 $w(r)$,可以同样进行修正。也就是说,根据视野范围的大小,特别是根据深度范围的不同,深度方向所对应的应力分布的衰减效果也同时出现。在这种情况下,构筑作为 r 和 θ 的函数的形变分布修正函数 $w(r, \theta)$ 。例如,在实施例 3 的测量条件下,进一步在深度方向上确认式 (14) 的关系的情况下,作为形变分布修正函数 $w(r, \theta)$ 使用下式 (20)。

$$[0107] \quad w(r, \theta) = w(r) \times w(\theta)$$

$$[0108] \quad = (r/r_0) \times (1/\sin \theta) \quad (20)$$

[0109] 另外,在本实施例 4 中,虽然假定施加在两侧部的压力仅为垂直成分,但实际上,探头 2 的移动会产生被推挤的部位,在该部位会产生横向压迫力成分,所以优选加入这种情况,设定形变分布修正函数 $w(r, \theta)$ 。

[0110] 实施例 5

[0111] 实施例 1 ~ 4 的形变分布修正函数,由于是仅与视野范围的坐标相应的函数,所以,优选例如按照加压机构的压迫条件,预先对一个帧的每个坐标位置,求出形变分布修正函数的计算值(构成值),并在形变分布修正函数制作部 18 内的存储器中保存。这样,参照与形变的测量值的坐标相对应的构成值,就可以进行实时修正。

[0112] 此外,形变分布修正函数不限于实施例 1 ~ 4 所示的 $(1/r)$ 、 $(1/r^2)$ 的函数,可以使用对数函数或指数函数等,适合对加压测量条件进行解析的函数。

[0113] 另外,有时会因探头 2 的形状或压迫对象的形状等加压测量条件的不同,使应力分布传递十分复杂,很难模式化地构筑准确的形变分布修正函数。在这种情况下,例如形变分布修正函数制作部 18,可以使用有限要素法等仿真方法,构筑形变分布修正函数。

[0114] 根据利用了模体(phantom)的实测值,制作形变分布修正函数,将该形变分布修正函数预先保存在形变分布修正函数制作部 18 内的存储器中,形变分布修正部 14 就可以

按照存储的形变修正函数,修正形变分布。

[0115] 实施例 6

[0116] 这里,对经由图 1 的装置控制接口部 19 来控制形变分布修正函数制作部 18 的实施例进行说明。

[0117] 如实施例 1 ~ 5 所示,所使用的形变分布修正函数,需要结合探头 2 或气囊等加压机构的差异、视野范围的形状、以及衍射角 Φ 等加压测量条件来进行切换。因此,要设法在装置控制接口部 19 上设置形变分布修正函数的切换机构以及 ON/OFF 的切换机构,使检测者能够结合加压测量条件进行切换。具体就是,形变分布修正函数制作部 18,根据探头 2 和加压机构的种类设定形变分布修正函数,并保存在存储器中。

[0118] 例如在对超声波诊断装置设置线形探头 21,并通过装置控制接口部 19 将测量模式切换为线形扫描的情况下,形变分布修正函数制作部 18 使用实施例 1 的形变分布修正函数。此外,在对超声波诊断装置设置凸形经直肠探头 31,并通过装置控制接口部 19 将测量模式切换为凸形扫描的情况下,形变分布修正函数制作部 18 使用实施例 2 的形变分布修正函数。这样,对每种探头 2 的形状都准备一个固定的形变分布修正函数,就可以做到在切换探头 2 时,自动地随之切换形变分布修正函数。

[0119] 此外,如果利用了气囊,在 B 模式图像上,就会观察到没有反射到膜面上的回声信号的区域。通过在 B 模式图像上检出无回声的层状区域,就可以认为试用了气囊,可以自动切换成气囊用形变分布修正函数。

[0120] 此外,也可以设置切换机构,对是不是进行形变分布修正处理进行切换。另外,可以设法读出保存在场景存储部中的形变信息,切换各实施例中表示的形变分布修正函数,制作并比较修正形变信息。

[0121] 此外,通常的超声波诊断装置设有 TGC(time • gain • control) 和 STC(sensitivity • time • control) 等功能,它们是根据测量深度调整接收信号感度的功能。通过这些功能,就能借助微调开关,使测量深度的各个位置上的感度得到调整。因此,为了能根据深度来独立调整形变分布修正函数,可以像图 11 所示的那样,设置形变分布修正函数的微调开关(也包含侧方向(lateral))。而且,例如,在判定为深部的修正强度较弱的情况下,可以调整与该深部对应的开关,加强修正效果。

[0122] 在这种情况下,形变分布修正函数的微调开关,也可以对当前选择的形变分布修正函数进行微小程度的调整,此外,它还可以限制形变分布修正函数,以免变更巨大。

[0123] 此外,也可以更换 B 模式图像用 TGC 调整开关,替代为形变分布修正函数的调整开关。

[0124] 另外,不仅可以进行 $w(r)$ 的深度方向的修正,同样也可以进行 $w(\theta)$ 的角度方向(侧方向)的调整。

[0125] 此外,虽然上述各实施例示出的是设定形变分布修正函数,来对形变分布进行修正的例子,但本发明不限于此,也可以事先设定位移的修正函数,对用于形变运算的位移分布进行修正,从而求出修正形变分布,这样可以起到与上述各实施例相同的效果。具体而言就是,预先对每个加压测量条件进行位移分布测量,使用位移分布形变函数制作部(未图示)来设定位移分布修正函数,形成使接触面上的应力在任意深度方向上都不衰减的位移分布。然后,位移分布修正部(未图示。),用位移分布修正函数来修正从位移运算部 12 得

到的位移分布,就会得到准确的位移信息,不论距离加压机构的深度和方向如何。然后,形变信息运算部 13,根据修正后的位移信息,求出形变分布。

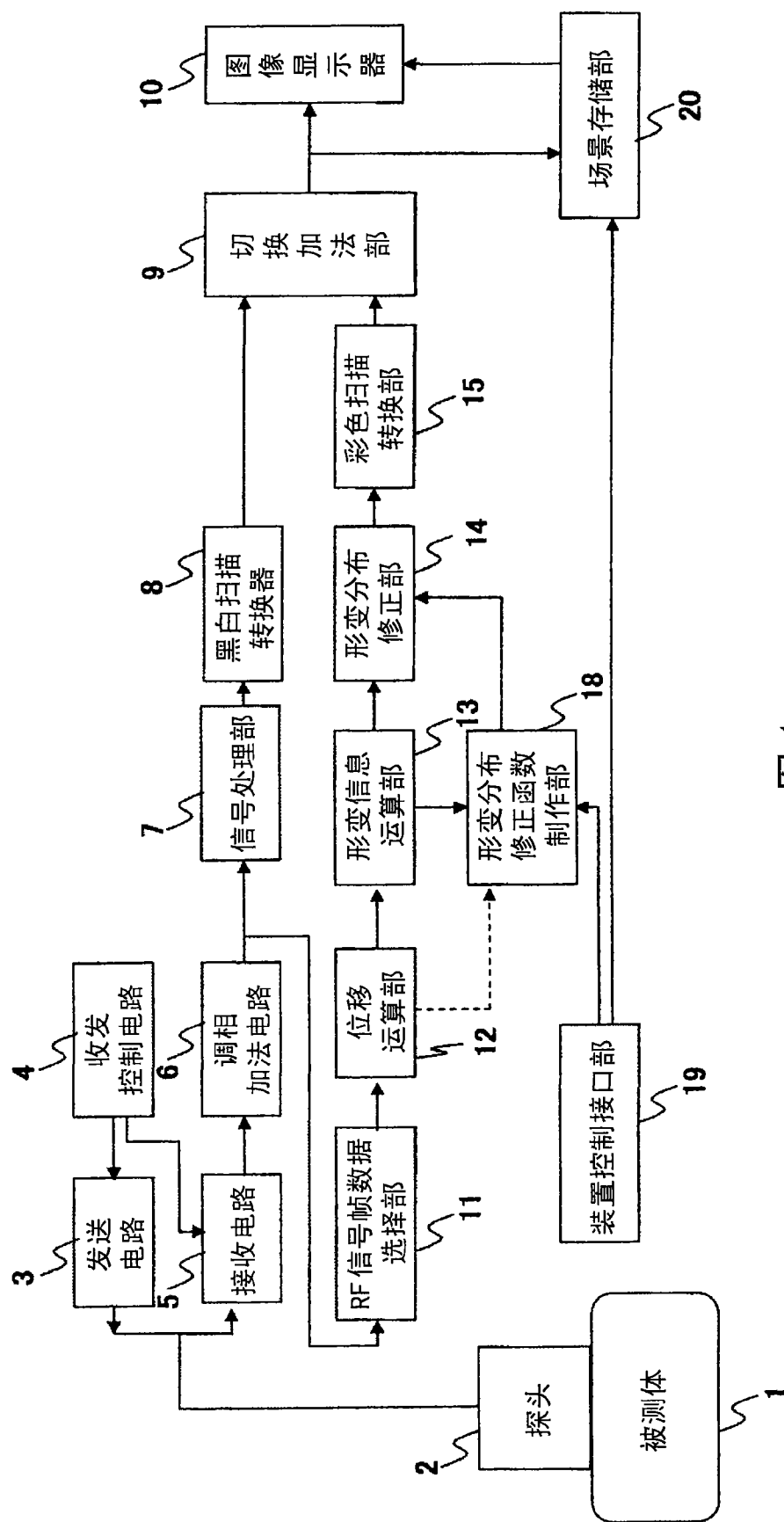


图 1

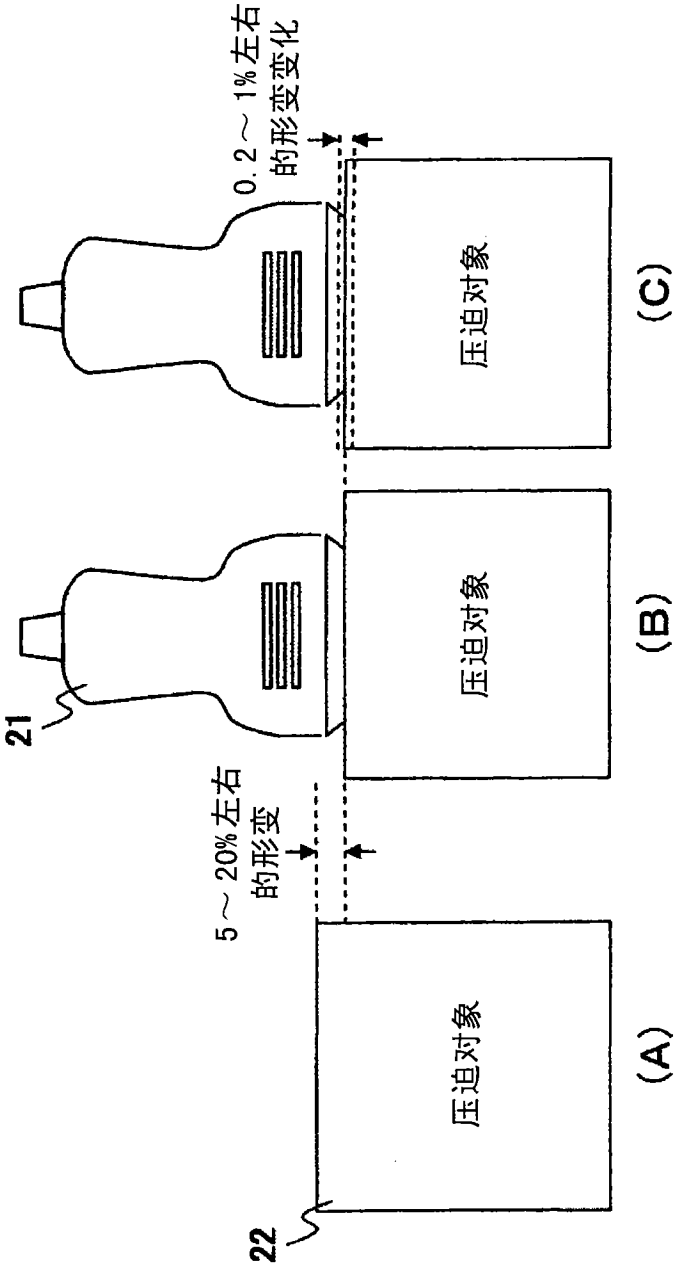


图 2

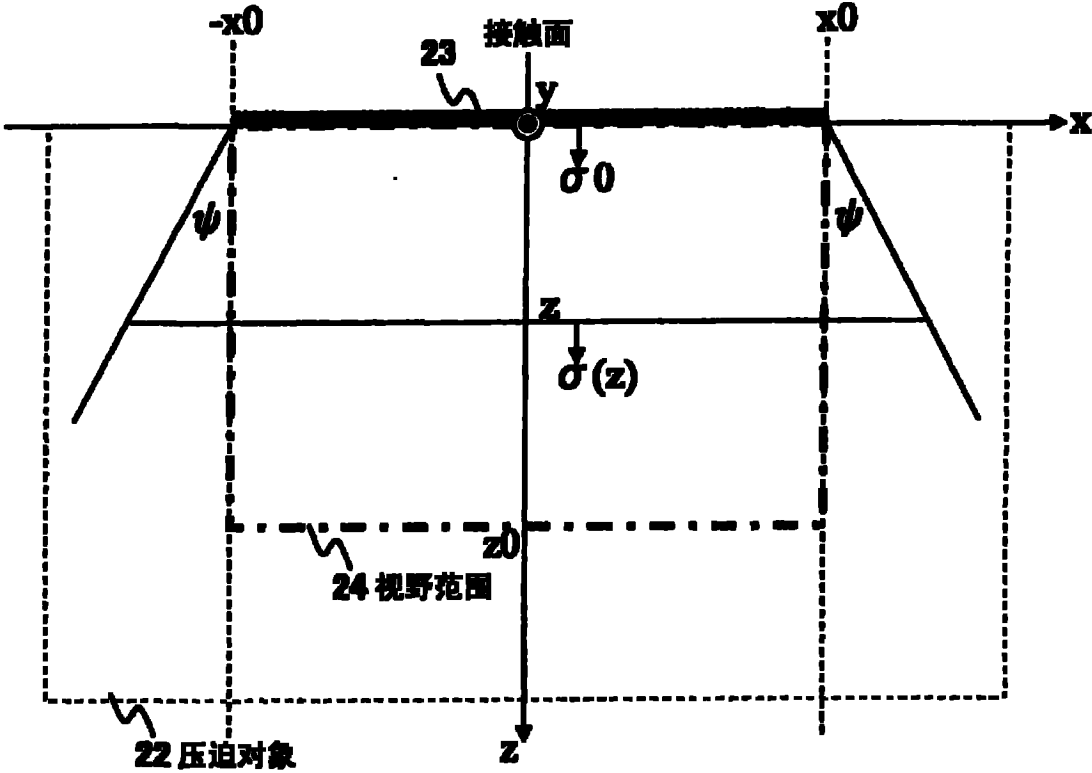
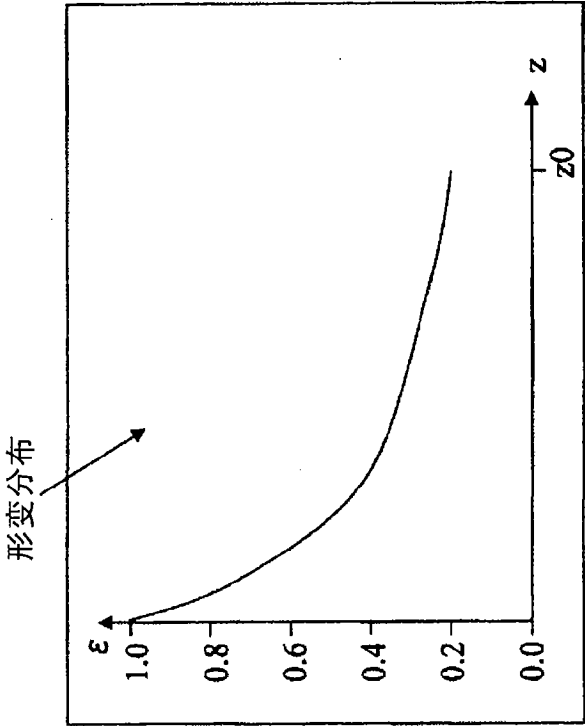


图 3

(A)



(B)

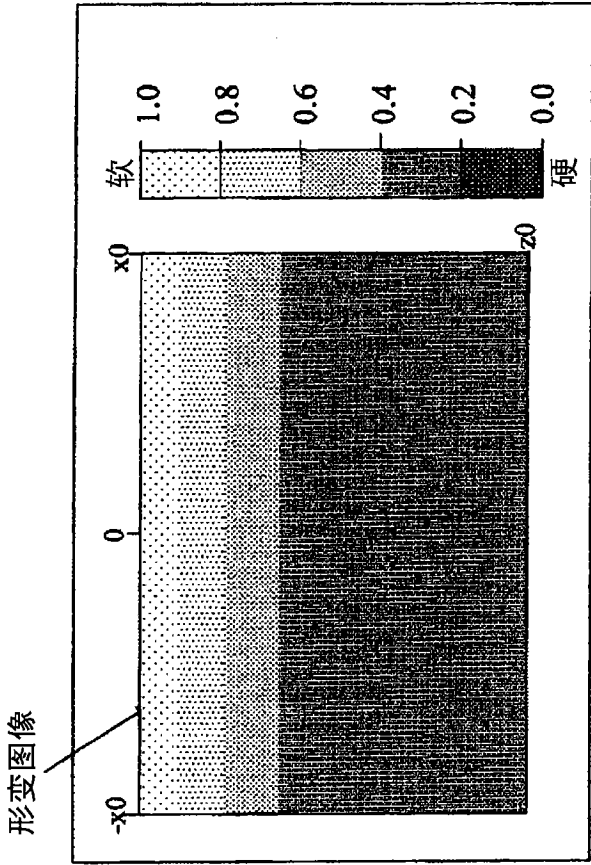
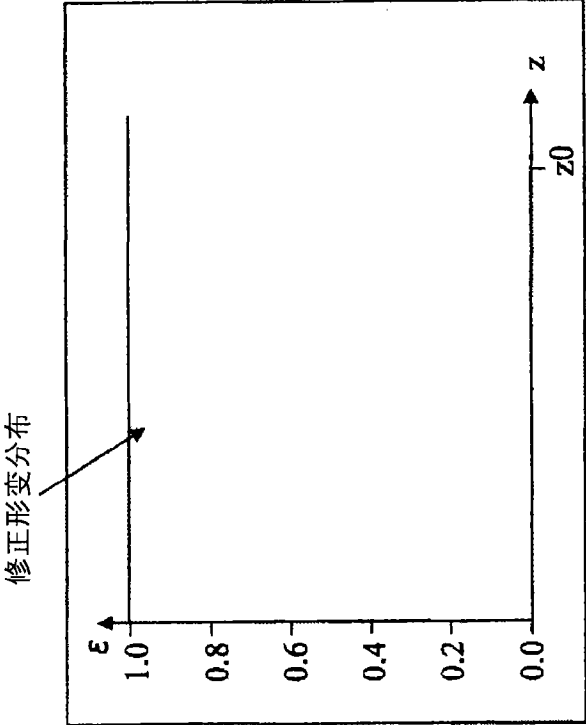


图 4

(A)



(B)

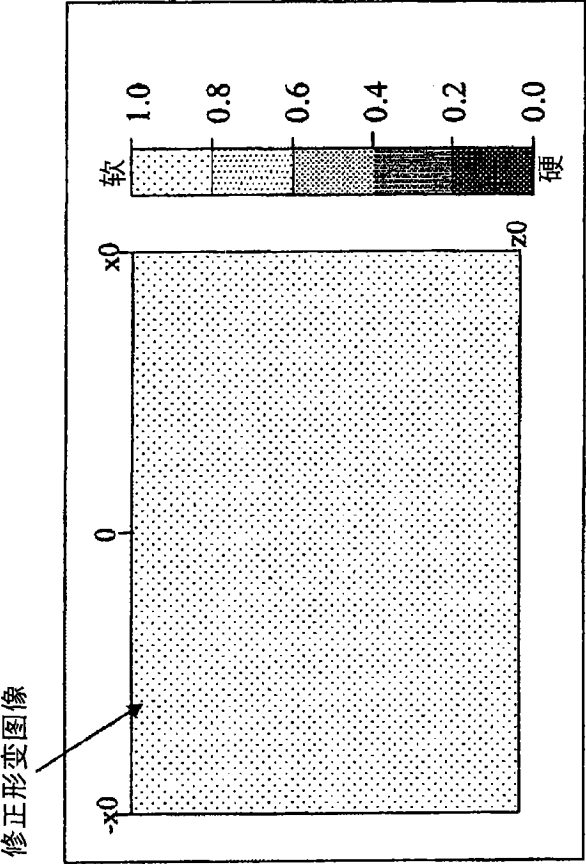


图 5

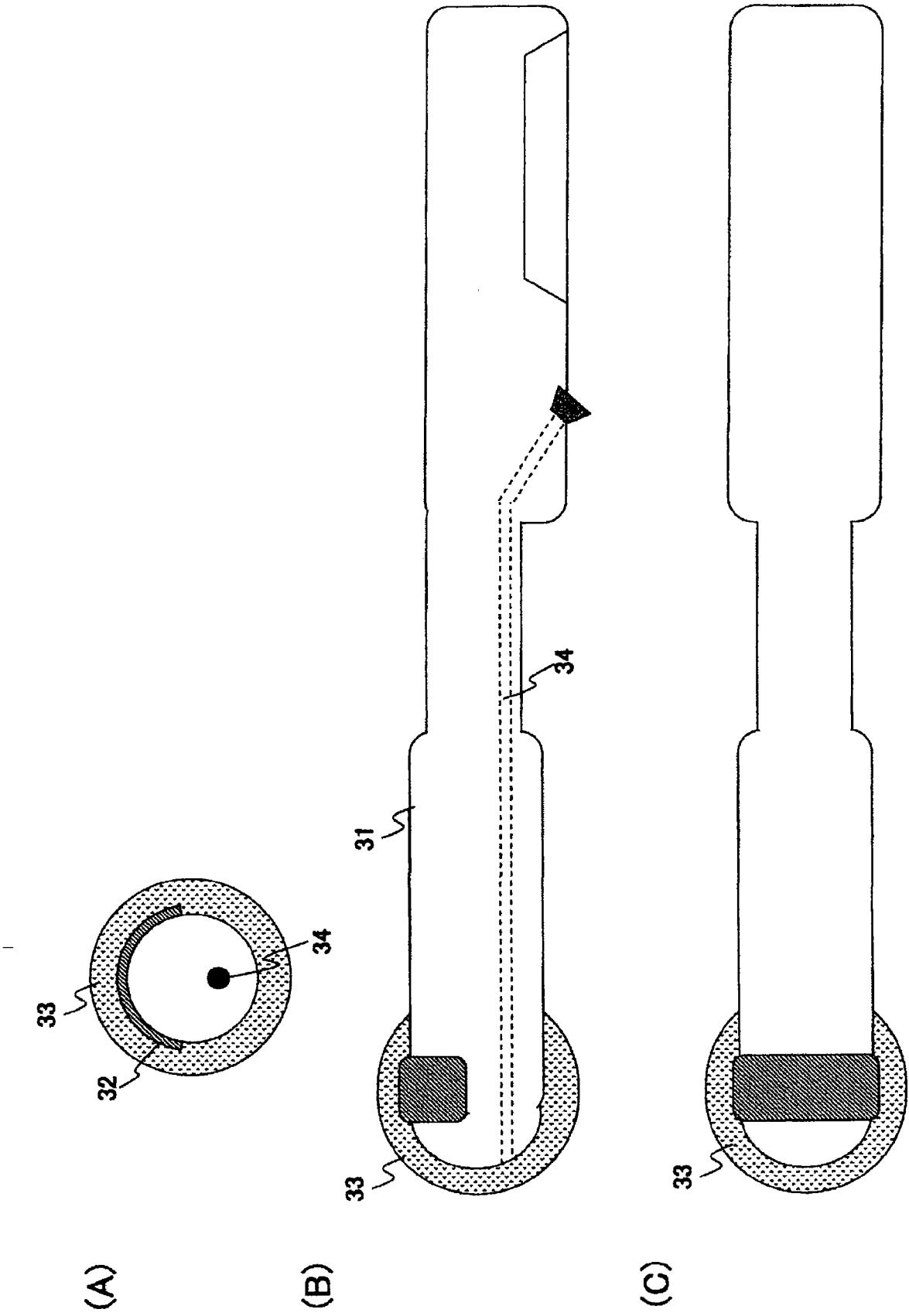


图 6

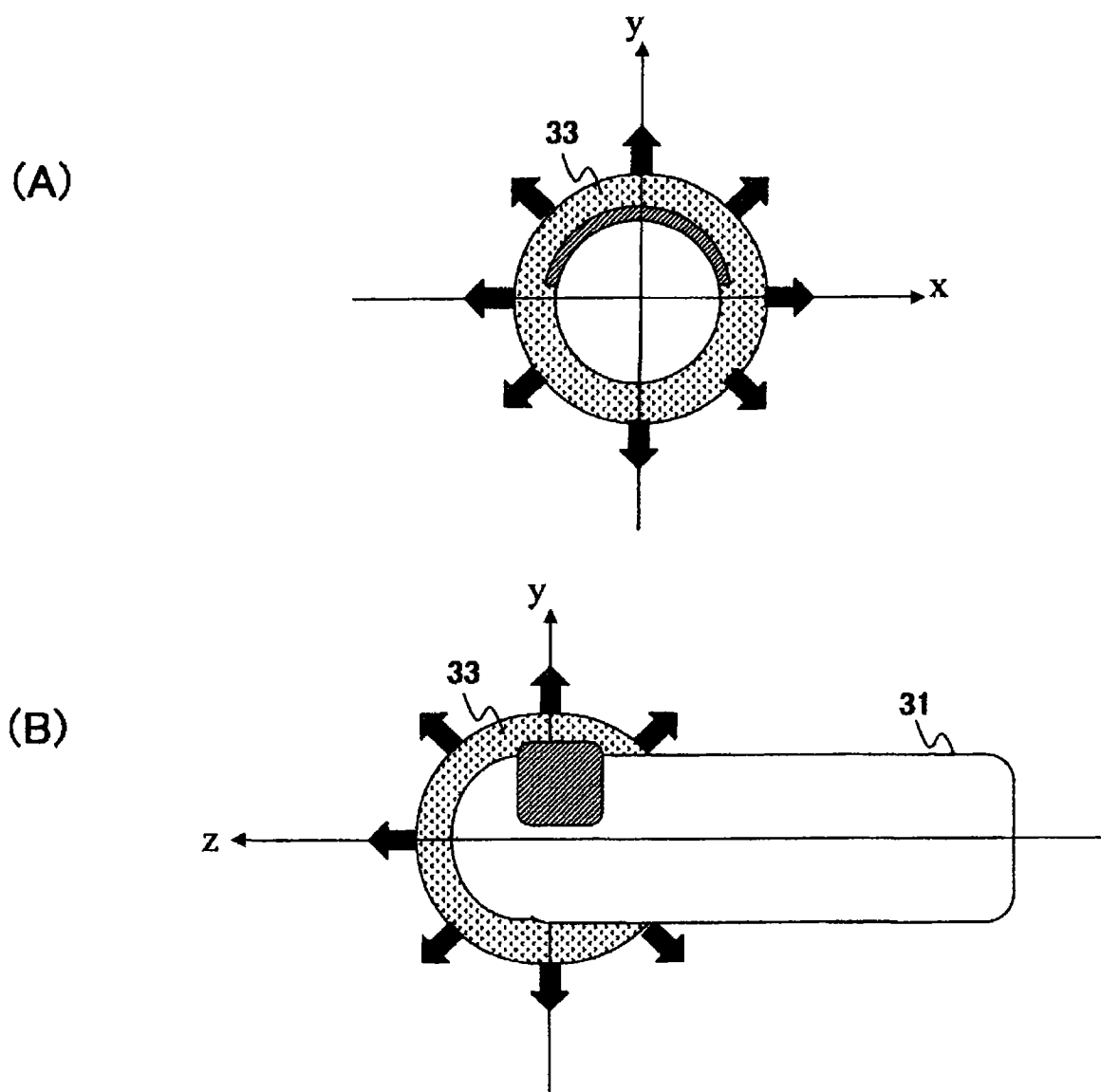


图 7

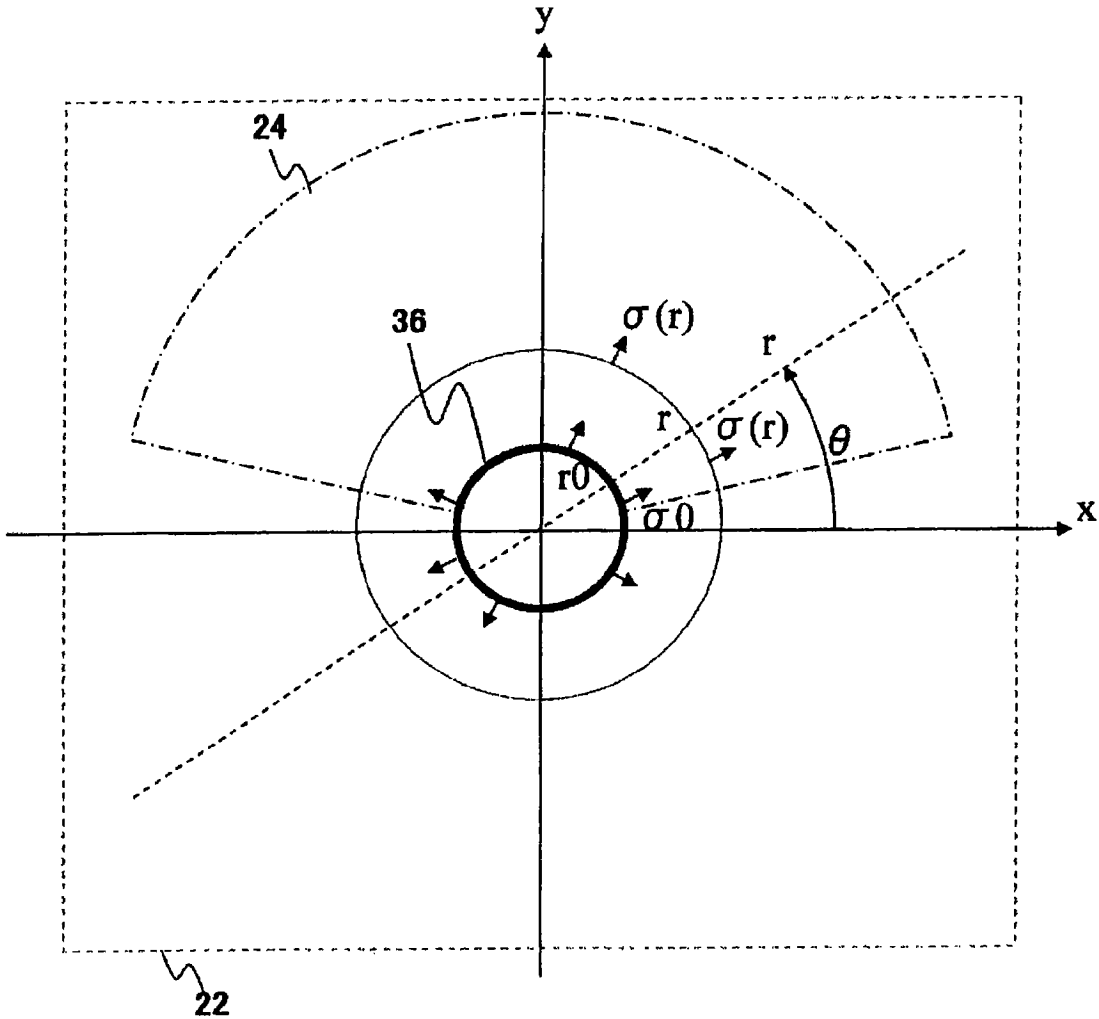


图 8

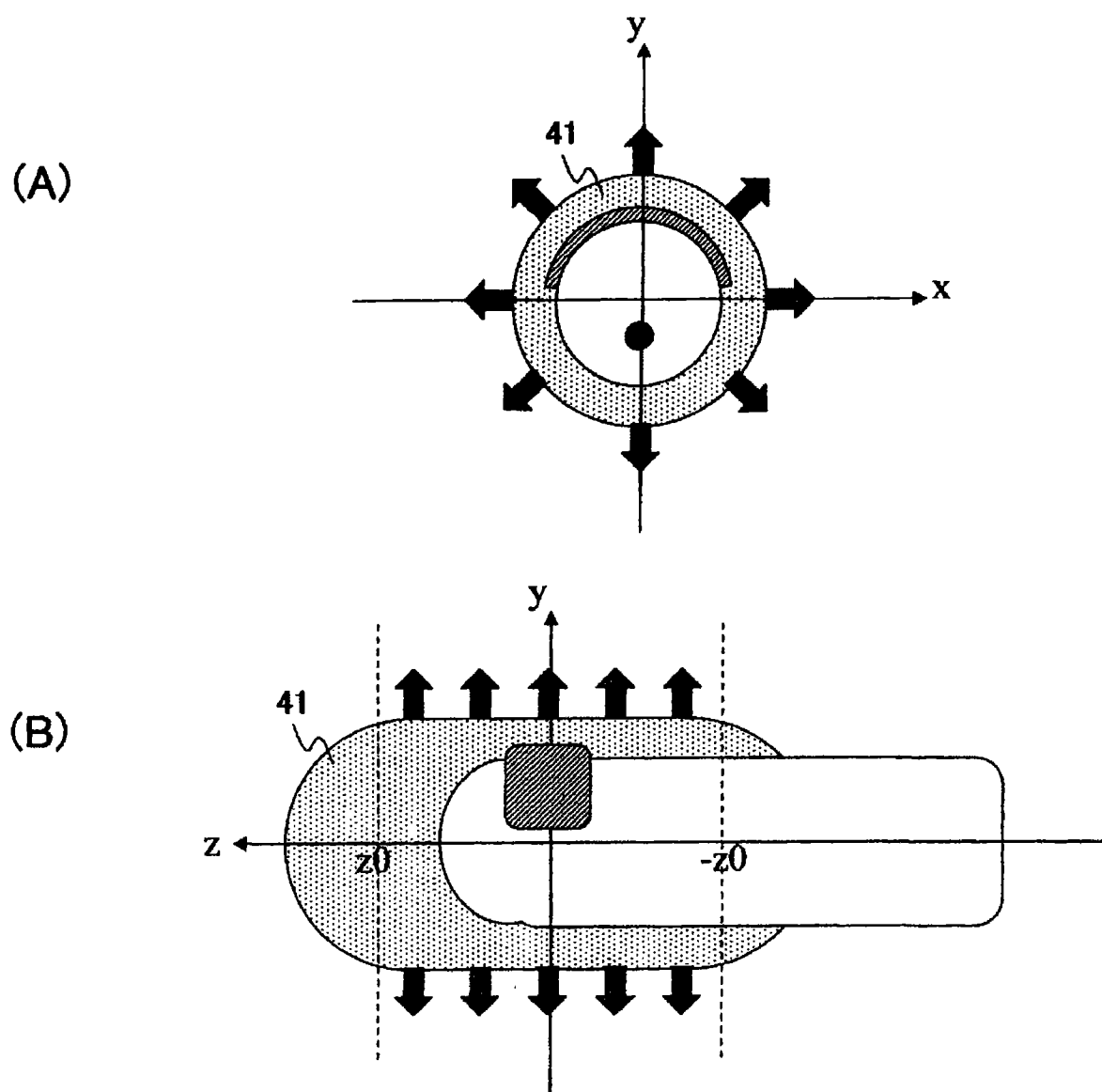


图 9

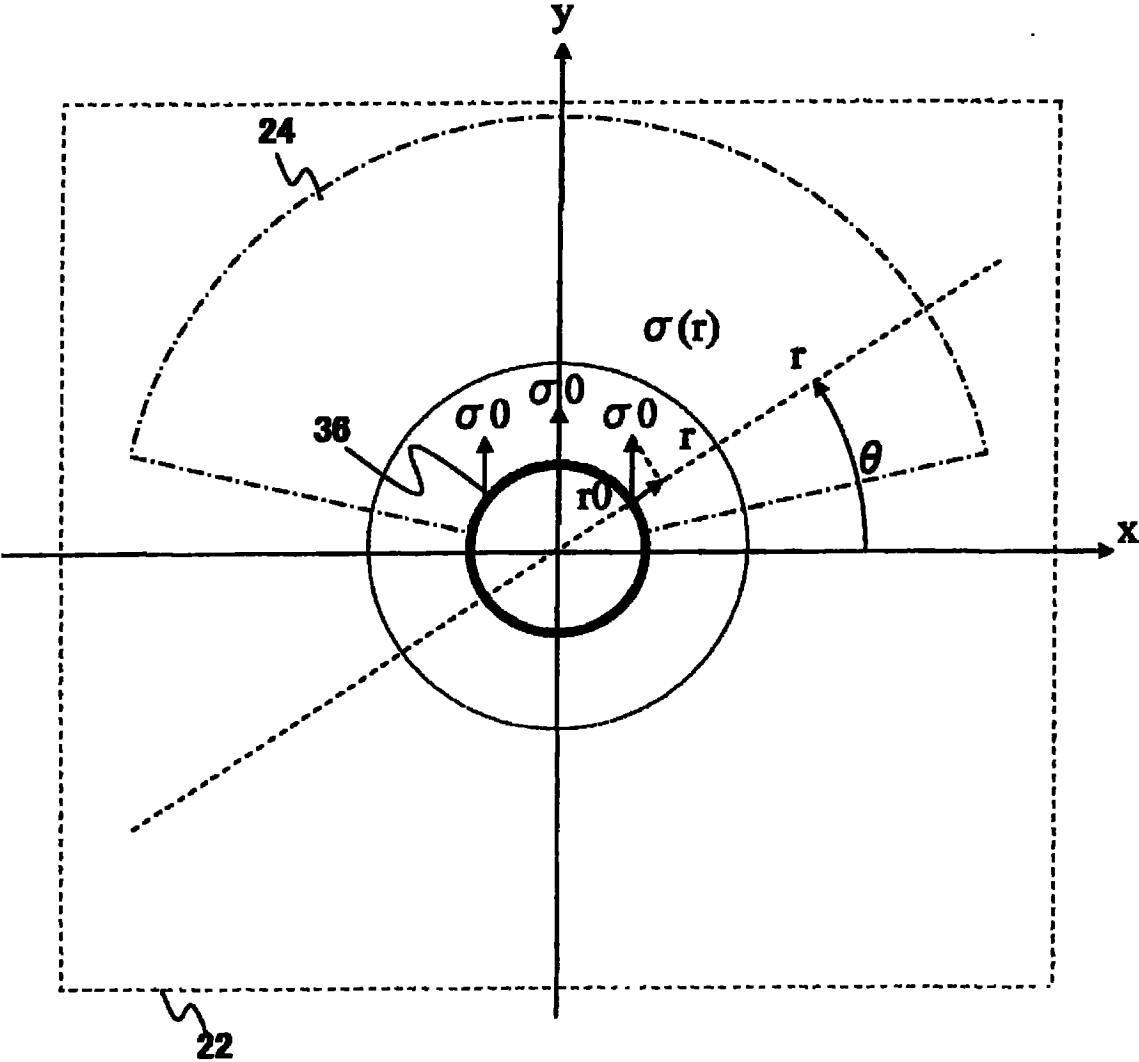


图 10

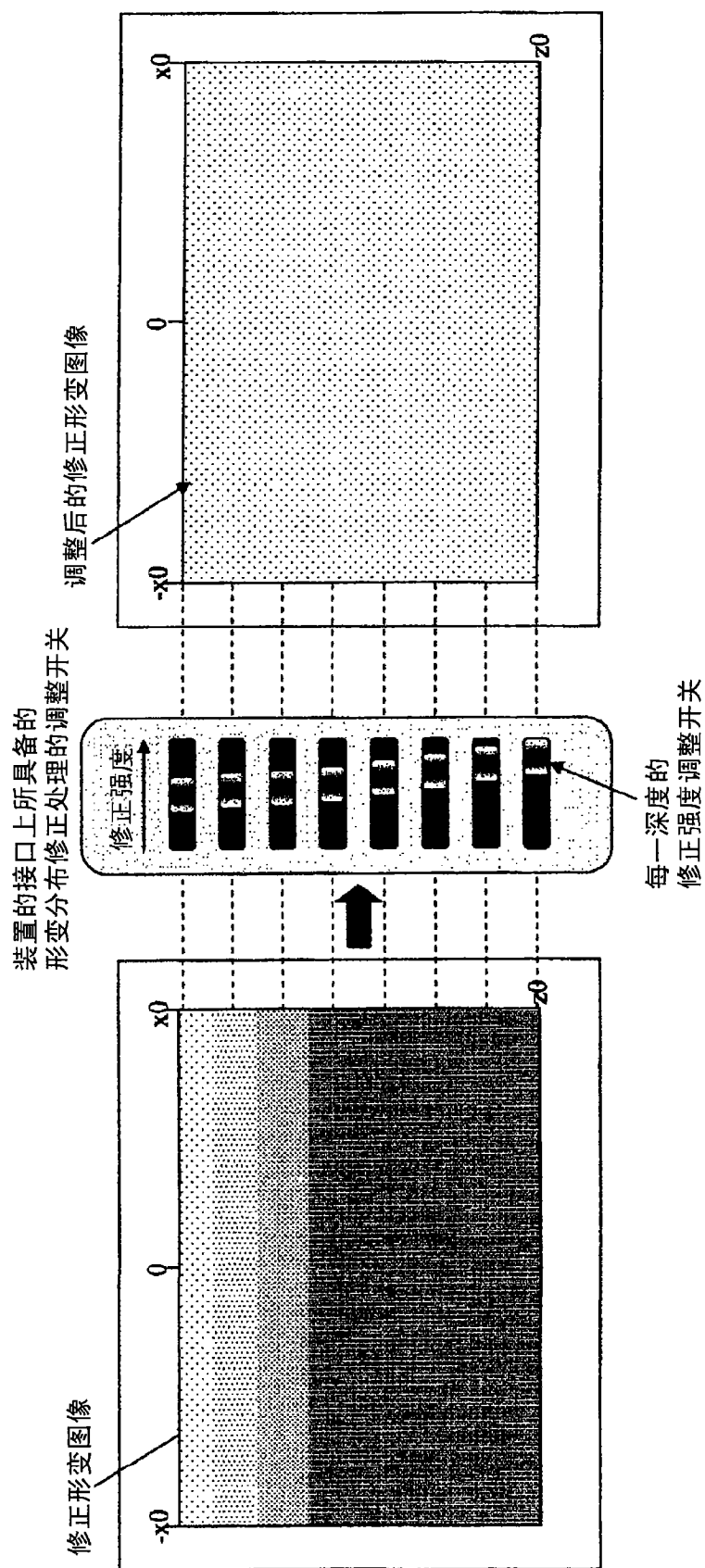


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101511275B	公开(公告)日	2011-07-13
申请号	CN200780032491.6	申请日	2007-08-31
[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 椎名毅 山川诚		
发明人	松村刚 椎名毅 山川诚		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/13 A61B5/6843 A61B8/08 A61B8/485 A61B5/0048 A61B8/12 A61B5/0053		
代理人(译)	朱丹		
审查员(译)	张宇		
优先权	2006237518 2006-09-01 JP		
其他公开文献	CN101511275A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种与被测体的深度无关，可取得准确的形变信息的超声波诊断装置。该超声波诊断装置，具备：超声波探头，接收发送与被测体之间的超声波；加压机构，对被测体的生物体组织加压；发送机构，通过所述超声波探头，向生物体组织发送超声波；接收机构，通过所述超声波探头，接收被测体产生的反射回声信号；形变信息运算机构，根据由该接收机构接收的取得时刻不同的一对帧数据，求出生物体组织的形变分布；形变图像生成机构，根据由该形变信息运算机构求出的形变分布，生成形变图像；和显示机构，对形变图像进行显示。其中，设有形变分布修正机构，根据由加压机构决定的压迫条件设定形变分布修正函数，并据此对形变分布进行修正。所以，可以得到与被测体的深度无关的准确的形变信息。

