



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102647946 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 24

(21) 申请号 201080052221. 3

(22) 申请日 2010. 11. 11

(30) 优先权数据
2009-262705 2009. 11. 18 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2012. 05. 18

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2010/070078 2010. 11. 11

(87) PCT国际申请的公布数据
W02011/062106 JA 2011. 05. 26

(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 胁康治 饭村隆志

(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 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2008-259555 A, 2008. 10. 30, 说明书第 25、27、34、63、89-90 段, 图 1、4、5.

CN 101065067 A, 2007. 10. 31, 说明书第 7 页第 22-27 行、第 10 页第 21-24 行、第 12 页第 1-19 行.

JP 2009042251 A, 2009. 02. 26, 全文.

JP 特开 2008-259605 A, 2008. 10. 30, 全文.

EP 1775602 A1, 2007. 04. 18, 全文.

审查员 王传利

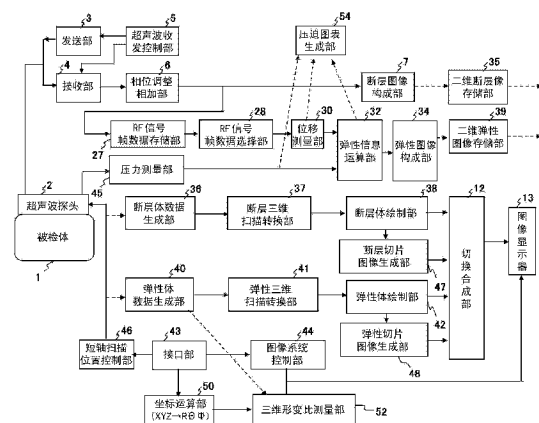
权利要求书3页 说明书17页 附图14页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和三维弹性比计算方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置和三维弹性比计算方法。为了通过简单的操作以三维方式对表示被检体组织的硬度或软度的弹性信息进行量化, 本发明的超声波诊断装置 (100) 基于由超声波探头 (2) 测量的反射回波信号来生成被检体的多个断层面的 RF 信号帧数据, 并基于针对被检体组织的压迫状态不同的一对 RF 信号帧数据来测量断层面的多个测量点的组织的位移, 基于该测量出的位移来运算表示多个测量点的组织的硬度或软度的弹性信息。为了解决上述课题, 在所显示的弹性绘制像上设定 2 个三维关心区域。三维形变比测量部 (52) 计算出所设定的第 1 三维关心区域中的弹性信息、和第 2 三维关心区域中的弹性信息之比, 显示在图像显示器 (13) 上。



CN 102647946 B

1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头,其在与被检体之间收发超声波;
弹性信息运算部,其基于由该超声波探头测量出的反射回波信号来运算表示硬度或软度的弹性信息,生成弹性帧数据;
弹性体数据生成部,其基于多个所述弹性帧数据生成弹性体数据;
显示部,其显示基于所述弹性体数据生成的弹性绘制图像和多个截面的弹性切片图像的至少一方;
输入部,其经由所显示的所述弹性绘制图像和多个截面的弹性切片图像的至少一方,来设定多个三维关心区域;和
三维弹性比测量部,其计算所设定的第 1 三维关心区域中的所述弹性信息和第 2 三维关心区域中的所述弹性信息的三维弹性比,
在所述显示部上显示所计算出的所述三维弹性比,
所述三维弹性比测量部分别计算出构成所述弹性绘制图像的多个所述弹性帧数据中的与所述第 1 三维关心区域对应的区域的弹性信息、和与所述第 2 三维关心区域对应的区域的弹性信息的二维弹性比,并基于各个所述弹性帧数据中的所述二维弹性比,计算出所述三维弹性比。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述三维弹性比测量部对在各个所述弹性帧数据中计算出的所述二维弹性比进行相加平均,从而计算出所述三维弹性比。
3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
在针对所述被检体的组织的压迫状态相同的多个所述弹性帧数据中,所述三维弹性比测量部计算出与所述第 1 三维关心区域对应的区域的弹性信息、和与所述第 2 三维关心区域对应的区域的弹性信息的所述三维弹性比。
4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述三维弹性比测量部基于针对所述被检体的组织的压迫状态的随时间的变化,检测对所述被检体的组织施加了压迫的区间和解除了压迫的区间,仅基于所述第 1 三维关心区域和所述第 2 三维关心区域中的、施加了所述压迫的区间和解除了压迫的区间的任一方的所述弹性信息,计算所述三维弹性比。
5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
在 $R\Theta\Phi$ 坐标系中生成了所述弹性体数据的情况下,
具备:弹性三维扫描转换部,其将所述弹性体数据从 $R\Theta\Phi$ 坐标系变换到 XYZ 坐标系;
弹性切片图像生成部,其生成被变换到 XYZ 坐标系的弹性体数据的正交 3 截面的 MPR 图像;
和坐标变换部,其将在显示于所述显示部的 XYZ 坐标系的 MPR 图像上设定的所述第 1 三维关心区域和所述第 2 三维关心区域从 XYZ 坐标系变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系,
所述三维弹性比测量部基于被变换到所述 $R\Theta\Phi$ 坐标系的第 1 三维关心区域的弹性信息和第 2 三维关心区域的弹性信息,计算所述三维弹性比。
6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
在 $R\Theta\Phi$ 坐标系中生成了所述弹性体数据的情况下,
具备:弹性三维扫描转换部,其将所述弹性体数据从 $R\Theta\Phi$ 坐标系变换到 XYZ 坐标系;

弹性体绘制部,其基于被变换到 XYZ 坐标系的弹性体数据,生成所述弹性绘制图像;和坐标变换部,其将在显示于所述显示部的 XYZ 坐标系的弹性绘制图像上设定的所述第 1 三维关心区域和所述第 2 三维关心区域从 XYZ 坐标系变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系,

所述三维弹性比测量部基于被变换到所述 $R\Theta\Phi$ 坐标系的第 1 三维关心区域的弹性信息和第 2 三维关心区域的弹性信息,计算所述三维弹性比。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在所述显示部上以 $R\Theta\Phi$ 坐标系来显示被变换到所述 $R\Theta\Phi$ 坐标系的第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域,能够在图像上调整以该 $R\Theta\Phi$ 坐标系显示的第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域的至少一方的三维关心区域。

8. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述三维弹性比测量部基于所述 $R\Theta\Phi$ 坐标系中的针对所述被检体的组织的压迫状态的随时间的变化,检测所述第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域中的压迫状态相同的区间,并基于检测出的压迫状态相同的区间的弹性信息,来计算所述三维弹性比。

9. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述三维弹性比测量部基于所述 $R\Theta\Phi$ 坐标系中的针对所述被检体的组织的压迫状态的随时间的变化,求出所述第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域中的弹性信息的累计值,并基于该求出的累计值推测距针对所述被检体的组织的压迫开始位置的距离,基于该推测出的距离大于或小于预先设定的距离阈值的区间的弹性信息,来计算所述三维弹性比。

10. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述三维弹性比测量部基于所述 $R\Theta\Phi$ 坐标系中的针对所述被检体的组织的压迫状态的随时间的变化,检测对所述被检体的组织施加了压迫的区间和解除了压迫的区间,并基于所述第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域中的施加了所述压迫的区间或解除了压迫的区间的峰值的所述弹性信息,来计算所述三维弹性比。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在针对所述被检体的组织的压迫状态相同的多个断层面的每一个断层面上计算出的二维弹性比之中,所述三维弹性比测量部排除超出预先设定的弹性比阈值范围的二维弹性比,并基于剩余的多个断层面上的二维弹性比,来计算所述三维弹性比。

12. 一种三维弹性比计算方法,其特征在于,包括如下步骤:

在与被检体之间收发超声波;

基于反射回波信号来运算表示硬度或软度的弹性信息,生成弹性帧数据;

基于多个弹性帧数据来生成弹性体数据;

显示基于所述弹性体数据生成的弹性绘制图像和多个截面的弹性切片图像的至少一方;

经由所显示的所述弹性绘制图像和多个截面的弹性切片图像的至少一方,来设定多个三维关心区域;

计算所设定的第 1 三维关心区域中的所述弹性信息和第 2 三维关心区域中的所述弹性信息的三维弹性比;

分别计算出构成弹性绘制图像的多个所述弹性帧数据中的与所述第 1 三维关心区域

对应的区域的弹性信息、和与所述第 2 三维关心区域对应的区域的弹性信息的二维弹性比 ;和

基于各个所述弹性帧数据中的所述二维弹性比来计算所述三维弹性比。

13. 根据权利要求 12 所述的三维弹性比计算方法,其特征在于,还包括如下步骤:

对在各个所述弹性帧数据中计算出的所述二维弹性比进行相加平均,从而计算所述三维弹性比。

超声波诊断装置和三维弹性比计算方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和三维弹性比计算方法,特别涉及表示被检体的组织的硬度或软度的弹性信息的三维定量技术。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置通过具备多个超声波振荡器 (ultrasonic transducer) 的超声波探头向被检体内部发送超声波,并从被检体内部接收与生物体组织的结构相对应的反射回波信号,基于反射回波信号生成例如 B 模式图像等的断层图像,以显示为诊断用。

[0003] 近年来,如专利文献 1 中所记载,通过手动或者机械的方法,利用超声波探头压迫被检体的同时测量超声波接收信号 (RF 信号),生成表示断层面的组织的硬度或者软度的弹性图像。也就是说,基于针对组织的压迫状态不同的 1 对 RF 信号的帧数据,求出组织各部因压迫而产生的位移,基于求出的位移的帧数据来运算形变量或者弹性率等弹性信息的帧数据,并基于弹性帧数据生成弹性图像来进行显示。

[0004] 但是,组织的位移随着压迫力的大小而变化,因此即使是同一部位的组织,若施加较强的压迫,则形变就会变大。因此,基于形变生成的弹性图像仅仅表示该弹性图像上的各部位的形变的相对显示,并不能定量地评价硬度。

[0005] 关于这一点,根据专利文献 2 的记载可知,显示被检体的某一断层面的弹性图像,并在所显示的弹性图像上设定 2 个关心区域 (ROI),计算被设定的 2 个关心区域的弹性信息的二维弹性比来进行显示。由此,因为计算 2 个关心区域的弹性信息的二维弹性比之后对其进行指标值化,因此检查者能够与压迫力无关地定量地评价诊断部位的组织的硬度。

[0006] 【现有技术文献】

[0007] 【专利文献】

[0008] 【专利文献 1】JP 特开平 5-317313 号公报

[0009] 【专利文献 2】JP 专利第 3991282 号公报

发明内容

[0010] (发明想要解决的课题)

[0011] 但是,专利文献 2 的技术停留在对某一断层面中的二维弹性信息进行定量化的程度,并没有考虑以三维方式对弹性信息进行定量化。

[0012] 因此,想要利用专利文献 2 的技术以三维方式评价诊断部位的组织的硬度的情况下,需要对多个断层面分别设定 2 个二维关心区域。但是,在操作性方面这不是优选的。

[0013] 因此,本发明的课题是通过简单的操作以三维方式对表示被检体的组织的硬度或软度的弹性信息进行定量化。

[0014] (用于解决课题的手段)

[0015] 本发明的超声波诊断装置具备:超声波探头,其在与被检体之间收发超声波;弹性信息运算部,其基于由该超声波探头测量出的反射回波信号来运算表示硬度或软度的弹

性信息,从而生成弹性帧数据;弹性体数据生成部,其基于多个弹性帧数据,生成弹性体数据;显示部,其显示基于弹性体数据生成的弹性绘制图像和多个截面的弹性切片图像的至少一方;输入部,其经由所显示的弹性绘制图像和多个截面的弹性切片图像的至少一方,设定多个三维关心区域;和三维弹性比测量部,其计算出所设定的第 1 三维关心区域内的弹性信息和第 2 三维关心区域内的弹性信息的三维弹性比,在显示部上显示计算出的三维弹性比。

[0016] 由此,若检查者经由输入单元在图像上设定多个(例如 2 个)三维关心区域,则计算出第 1 三维关心区域中的弹性信息、和第 2 三维关心区域中的弹性信息的三维弹性比之后进行显示。因此,检查者能够通过简单的操作以三维方式定量地掌握表示被检体组织的硬度或软度的弹性信息。例如,以在正常组织的部位或硬度的个体差异少的组织的部位中设定的三维关心区域为基准,能够定量地表示在认为是肿瘤等病变部位的部位中设定的三维关心区域的硬度。

[0017] (发明效果)

[0018] 根据本发明,能够通过简单的操作以三维方式对表示被检体的组织的硬度或软度的弹性信息进行量化。

附图说明

[0019] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的整体结构的框图。

[0020] 图 2 是表示用于求出第 1 实施例的弹性信息的三维形变比的处理的示意图。

[0021] 图 3 是第 1 实施例的处理的流程图。

[0022] 图 4 是表示第 2 实施例的用于求出弹性信息的三维形变比的处理的示意图。

[0023] 图 5 是表示第 3 实施例的用于求出弹性信息的三维形变比的处理的示意图。

[0024] 图 6 是表示第 4 实施例的用于求出弹性信息的三维形变比的处理的示意图。

[0025] 图 7 是第 4 实施例的处理的流程图。

[0026] 图 8 是表示第 5 实施例的用于求出弹性信息的三维形变比的处理的示意图。

[0027] 图 9 是表示第 6 实施例的用于求出弹性信息的三维形变比的处理的示意图。

[0028] 图 10 是表示第 7 实施例的用于求出弹性信息的三维形变比的处理的示意图。

[0029] 图 11 是表示第 8 实施例的用于求出弹性信息的三维形变比的处理的示意图。

[0030] 图 12 是表示第 9 实施例的用于求出弹性信息的三维形变比的处理的示意图。

[0031] 图 13 是表示第 10 实施例的 ROI1、2 的自动设定的处理的示意图。

[0032] 图 14 是表示设定第 11 实施例的 ROI 时的导向显示的例的图。

具体实施方式

[0033] 以下,说明应用本发明而构成的超声波诊断装置和弹性信息的三维定量化方法的实施方式。另外,在以下的说明中,对同一功能部件附加同一符号,并省略重复说明。

[0034] 图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置的整体结构的框图。如图 1 所示,超声波诊断装置 100 具备:抵接于被检体 1 进行使用的超声波探头 2;经由超声波探头 2 向被检体 1 隔着时间间隔反复发送超声波的发送部 3;接收从被检体 1 产生的时间序列的反射回波信号的接收部 4;进行切换发送部 3 与接收部 4 的发送与接收的控制的超声波收发控制

部 5 ;对由接收部 4 接收的反射回波信号进行相位调整之后相加的相位调整相加部 6。

[0035] 超声波探头 2 排列矩形或扇形的多个振荡器而形成,具有经由振荡器对被检体 1 进行超声波的收发的功能。该超声波探头 2 构成为可对其进行电动机控制,以使振荡器能够在与多个振荡器的排列方向(长轴方向)正交的方向(短轴方向)上机械振荡的同时收发超声波。此外,超声波探头 2 具有与超声波的收发的同时测量振荡器的倾斜的位置传感器,将振荡器的倾斜作为帧序号来输出。另外,超声波探头 2 也可以是二维排列多个振荡器并能够以电子方式控制超声波收发方向的探头。

[0036] 发送部 3 生成用于驱动超声波探头 2 的振荡器来产生超声波的发送波脉冲。发送部 3 具有将所发送的超声波的会聚点设定为某一深度的功能。此外,接收部 4 针对由超声波探头 2 接收到的反射回波信号以规定的增益进行放大之后生成 RF 信号、即接收信号。超声波收发控制部 5 控制发送部 3 和接收部 4。

[0037] 此外,超声波诊断装置 100 具备:相位调整相加部 6,输入由接收部 4 放大的 RF 信号并对其进行相位控制,相对一点或多个会聚点形成超声波束来生成 RF 信号帧数据;断层图像构成部 7,输入来自相位调整相加部 6 的 RF 信号帧数据进行增益修正、对数压缩、检波、轮廓强调、滤波处理等信号处理,生成断层图像数据;和二维断层图像存储部 35,与帧序号一起存储从断层图像构成部 7 输出的断层图像数据。

[0038] 在此,本实施方式的超声波诊断装置 100 经由短轴扫描位置控制部 46 在短轴方向上使振荡器机械振动的同时收发超声波,进行短轴方向的一个方向或相反方向的扫描的同时,在二维断层图像存储部 35 中保存 n 帧的断层图像数据。

[0039] 帧序号是对多个振荡器的位置(倾斜)和断层图像数据建立了对应关系的序号。将短轴方向的一个方向的扫描中的最初的帧序号设为“1”,将最后的帧序号设为“n”(n 是 2 以上的自然数)。帧序号“1”的断层图像数据最初被存储在二维断层图像存储部 35 中,接着,帧序号为“2”的断层图像数据被存储在二维断层图像存储部 35 中。并且,最后,帧序号为“n”的断层图像数据被存储在二维断层图像存储部 35 中。

[0040] 此外,将短轴方向的相反方向的扫描中的最初的帧序号设为“n”,将最后的帧序号设为“1”,将断层图像数据依次存储在二维断层图像存储部 35 中。

[0041] 超声波诊断装置 100 具备:断层体数据生成部 36,其读出在二维断层图像存储部 35 中存储的与 n 帧相对应的量的断层图像数据,按每个扫描面依次排列之后生成黑白量数据,超声波诊断装置 100 构成被检体内的断层图像数据的集合、即绘制(rendering)用的断层体数据(volume data)。

[0042] 此外,超声波诊断装置 100 具备:将从断层体数据生成部 36 输出的 $R\Theta\Phi$ 坐标系的断层图像数据变换到 XYZ 坐标系的断层三维扫描转换部 37;和将从断层三维扫描转换部 37 输出的 XYZ 坐标系的断层图像数据投影到平面来生成断层绘制图像的断层体绘制部 38。

[0043] 具体而言,断层体绘制部 38 根据与断层体数据的各点(坐标)相对应的亮度值和不透明度,求出各点的图像信息。并且,例如利用基于下述数学式的、在深度方向上运算视线方向的断层体数据的亮度值和不透明度来赋予浓淡的体绘制法,构成断层绘制图像。

[0044]
$$\alpha_{out i} = \alpha_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) * \alpha_i、$$

[0045]
$$C_{out i} = C_{ini} + (1 - \alpha_{ini}) * \alpha_i * C_i$$

[0046] 在此, $\alpha_{out i}$:第 i 个不透明度的输出, α_{ini} :第 i 个不透明度的输入, α_i :第 i 个不

透明度, C_{outi} :第 i 个亮度值的输出, C_{ini} :第 i 个亮度值的输入, C_i :第 i 个亮度值。

[0047] 另外,在上述中,利用体绘制法构成了断层绘制图像,但是也可以利用根据各点的图像相对于与视点位置相应的面所构成的倾斜角来赋予浓淡的面绘制法、或根据从视点位置看到的对象物的纵深来赋予浓淡的体素法。

[0048] 此外,超声波诊断装置 100 具备:断层片图像生成部 47,其生成由断层三维扫描转换部 37 变换到 XYZ 坐标系的断层体数据的正交 3 截面的断层 MPR 图像。断层片图像生成部 47 除了具有生成断层 MPR 图像的功能之外,还具有生成从变换到 XYZ 坐标系的断层体数据中平行切出的断层多层面图像的功能。

[0049] 另一方面,超声波诊断装置 100 具备:切换合成部 12,其合成断层绘制图像和后述的弹性绘制图像,或者合成弹性 MPR 图像或多层面图像和后述的弹性 MPR 图像或弹性多层面图像,或者并列显示这些图像,或者进行切换;和显示合成图像等的图像显示器(显示部)13。

[0050] 另外,超声波诊断装置 100 具备:存储从相位调整相加部 6 输出的 RF 信号帧数据的 RF 信号帧数据存储部 27;选择在 RF 信号帧数据存储部 27 中存储的至少 2 个 RF 信号帧数据的 RF 信号帧数据选择部 28;根据 2 个 RF 信号帧数据来测量被检体 1 的生物体组织的位移从而生成位移帧数据的位移运算部 30;根据由位移测量部 30 测量出的位移信息求出形变或弹性率、粘性率等弹性信息来生成弹性帧数据的弹性信息运算部 32;和根据由弹性信息运算部 32 运算出的形变或弹性率等弹性信息来构成二维弹性图像数据的弹性图像构成部 34。

[0051] 此外,具备:存储从弹性图像构成部 34 输出的二维弹性图像数据的二维弹性图像存储部 39;根据在被检体的多个截面上生成的多个二维弹性图像数据来生成弹性体数据的弹性体数据生成部 40;将从弹性体数据生成部 40 输出的 $R\Theta\Phi$ 坐标系的弹性图像数据变换到 XYZ 坐标系的弹性三维扫描转换部 41;和将从弹性三维扫描转换部 41 输出的 XYZ 坐标系的弹性图像数据投影到平面上而生成弹性绘制图像的弹性体绘制部 42。

[0052] 此外,超声波诊断装置 100 具备:弹性切片图像生成部 48,其生成由弹性三维扫描转换部 41 变换到 XYZ 坐标系的弹性体数据的正交 3 截面的 MPR 图像。弹性切片图像生成部 48 除了具有生成弹性 MPR 图像的功能之外,还具有生成从变换到 XYZ 坐标系的断层体数据中平行切出的弹性多层面图像的功能。

[0053] 此外,超声波诊断装置 100 具备控制各结构要素的图像系统控制部 44、和对图像系统控制部 44 进行各种输入的输入接口部(输入部)43。输入接口部 43 由键盘或跟踪球等构成。

[0054] RF 信号帧数据存储部 27 依次存储从相位调整相加部 6 按时间序列生成的 RF 信号帧数据。并且,位移测量部 30 根据所选择的帧序号“ n ”的 RF 信号帧数据进行一维或者二维相关处理,求出与 RF 信号帧数据的各点相对应的生物体组织中的位移或移动向量、即与位移的方向和大小相关的一维或二维位移分布。在此,在移动向量的检测中使用块匹配法。块匹配法是指将图像例如分割为由 $M\times M$ 像素构成的块,着眼于关心区域内的块,从之前的帧中找出与所关注的块最近似的块,参照该块进行预测编码,也就是根据差值来决定标准值的处理。

[0055] 弹性信息运算部 32 根据从位移测量部 30 输出的测量值例如移动向量、和从压力

测量部 45 输出的压力值来运算与运算图像上的各点（坐标）相对应的生物体组织的形变，生成弹性信息。此时，形变是通过对生物体组织的移动量、例如位移进行空间微分来计算出。此外，也可以构成为在弹性信息运算部 32 中运算弹性率。此时，向弹性信息运算部 32 输出由与超声波探头 2 的压力传感器（未图示）连接的压力测量部 45 获得的压力信息。弹性率是压力变化除以形变的变化来计算出。

[0056] 例如，在通过压力测量部 45 测量压力的情况下，若将由位移测量部 30 测量出的位移设为 $L(X)$ 、将由压力测量部 45 测量出的压力设为 $P(X)$ ，则形变 $\Delta S(X)$ 可通过对 $L(X)$ 进行空间微分来计算出。即，利用 $\Delta S(X) = \Delta L(X) / \Delta X$ 的式子来求出。此外，弹性率的杨氏模量 $Y_m(X)$ 可通过 $Y_m = (\Delta P(X)) / \Delta S(X)$ 的式子来计算出。由于根据该杨氏模量 Y_m 可求出相当于图像的各点的生物体组织的弹性率，因此能够连续地获得二维弹性图像。另外，所谓杨氏模量是施加于物体的单纯张力与平行于张力而产生的形变之比。

[0057] 弹性图像构成部 34 对计算出的弹性值（形变、弹性率等）进行坐标平面内的平滑处理、对比度最佳化处理、或帧间的时间轴方向的平滑处理等各种图像处理，由此构成二维弹性图像数据。

[0058] 二维弹性图像存储部 39 存储一连串的帧序号“1”~“n”的二维弹性图像数据。在二维弹性图像存储部 39 中保存超声波探头的短轴方向的一个方向和相反方向上的帧序号“1”~“n”的 RF 信号帧数据。

[0059] 弹性体数据生成部 40 根据多个二维弹性图像数据来生成弹性体数据。读出在二维弹性图像存储部 39 中存储的 n 帧的二维弹性图像数据，按每个扫描面依次进行排列以生成弹性体数据。由此，构成被检体内的二维弹性图像数据的集合、即绘制用弹性体数据。

[0060] 弹性体绘制部 42 根据与弹性体数据的各点相对应的弹性值（形变、弹性率等中的任 1 个）和不透明度，求出各点的图像信息，构成三维弹性图像。例如，利用下述数学式所示的、在深度方向上运算视线方向的弹性体数据的弹性值的体绘制法来构成三维弹性图像。另外，该视线方向是与断层体绘制部 38 的体绘制处理等中的视线方向相同的方向。

$$[0061] \quad a_{outi} = a_{ini} + (1 - a_{ini}) \times \alpha_i,$$

$$[0062] \quad E_{outi} = E_{ini} + \alpha_i \times (1 - a_{ini}) \times E_i$$

[0063] 其中， a_{outi} ：第 i 个不透明度的输出， a_{ini} ：第 i 个不透明度的输入， α_i ：第 i 个不透明度， E_{outi} ：第 i 个弹性值的输出， E_{ini} ：第 i 个弹性值的输入， E_i ：第 i 个弹性值。

[0064] 此外，弹性体绘制部 42 向构成三维弹性图像的图像信息赋予光的 3 原色、即红色 (R) 值、绿色 (G) 值、蓝色 (B) 值。弹性体绘制部 42 例如进行如下等处理，即：向与周围相比形变大的位置或弹性率小的位置赋予红色码，向与周围相比形变小的位置或弹性率大的位置赋予蓝色码。

[0065] 例如，还可以通过将上述 α 设为 0 或 1，仅提取断层绘制图像数据或弹性绘制图像数据。图像选择部从体存储器内的断层绘制图像数据、弹性绘制图像数据和图像处理部的合成图像数据中选择在图像显示器 13 上显示的图像。

[0066] 切换合成部 12 例如通过变更合成比例来合成在图像存储器中确保的断层绘制图像和弹性绘制图像。切换合成部 12 从图像存储器读出相同视点位置上的断层绘制图像和弹性绘制图像。之后，合成断层绘制图像和弹性绘制图像，但是由于断层绘制图像和弹性绘制图像是体绘制处理等之后的图像数据，因此实质上是分别以二维方式进行加法运算。

[0067] 具体而言,例如,如下述数学式所示,在各点,分别相加弹性绘制图像的红色(R)值、绿色(G)值、蓝色(B)值、和断层绘制图像的红色(R)值、绿色(G)值、蓝色(B)值。另外, α 是0以上且1以下的系数,可经由输入接口部43进行任意的设定。

[0068] (合成图像数据R) = $\alpha \times$ (弹性绘制图像数据R) + $(1-\alpha) \times$ (断层绘制图像数据R),

[0069] (合成图像数据G) = $\alpha \times$ (弹性绘制图像数据G) + $(1-\alpha) \times$ (断层绘制图像数据G),

[0070] (合成图像数据B) = $\alpha \times$ (弹性绘制图像数据B) + $(1-\alpha) \times$ (断层绘制图像数据B)

[0071] 另外,如本实施方式所示,在求出被检体的组织的位移来生成弹性图像的超声波诊断装置100中,组织的位移例如随着超声波探头给出的压迫力的大小而变化。因此,即使是同一部位的组织,若进行较强的压迫,则形变增大。

[0072] 并且,设定在被检体的某一断层面的弹性图像上设定的2个关心区域(ROI),通过计算所设定的2个关心区域的弹性信息之比,将诊断部位的弹性信息指标值化之后定量评价硬度。

[0073] 简单说明该方法。如上所述,由于组织的位移随着例如超声波探头给出的压迫力的大小而变化,因此基于形变生成的弹性图像仅仅表示该弹性图像上的各部位的形变的相对显示,不能定量地评价硬度。相反,例如,弹性率(E)是施加给组织的应力(σ)除以形变(ε)的值,是表示组织的硬度或软度的绝对的值,因此能够定量地进行评价。

[0074] 上述的方法在例如被认为是癌组织的位置和被认为是脂肪组织的位置分别设定关心区域,求出2个关心区域内的形变比。也就是说,在将设定了2个关心区域的组织的各自的弹性率设为 E_1 、 E_2 的情况下,利用 $E_1 = \sigma_1 / \varepsilon_1$ 、 $E_2 = \sigma_2 / \varepsilon_2$ 来表示。在此,对于同一帧的组织,可以推测为大致施加了同等的压力,也就是说,可以推测为 $\sigma_1 \approx \sigma_2$ 。上述的方法利用这一点,通过求出形变比 $\varepsilon_1 / \varepsilon_2$ 来推测2个关心区域内的弹性率之比 E_1 / E_2 。

[0075] 如图1所示,本实施方式的超声波诊断装置100的结构特征是具备坐标变换部50、三维形变比测量部52等。三维形变比测量部52是在显示于图像显示器13的弹性绘制图像等上经由输入接口部43设定了第1三维关心区域和第2三维关心区域时,计算出所设定的第1三维关心区域内的弹性信息与第2三维关心区域内的弹性信息的三维弹性比的三维弹性比测量部。也就是说,能够将三维形变比测量部52替换成三维弹性比测量部。

[0076] 三维形变比测量部52(三维弹性比测量部)在构成弹性绘制图像的多个弹性帧数据中,分别计算出与第1三维关心区域对应的区域的弹性信息、和与第2三维关心区域对应的区域的弹性信息之间的二维弹性比。并且,三维形变比测量部52(三维弹性比测量部)基于各个弹性帧数据中的二维弹性比,计算出三维弹性比。具体而言,三维形变比测量部52(三维弹性比测量部)将在各个弹性帧数据中计算出的二维弹性比相加并进行平均之后计算出三维弹性比。

[0077] 此外,坐标变换部50是在显示于图像显示器13的XYZ坐标系的例如弹性绘制图像上经由输入接口部43设定了第1三维关心区域和第2三维关心区域时,将各三维关心区域从XYZ坐标系变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系的坐标变换单元。以下,针对本实施方式的特征结构,按每个实施例进行详细说明。

[0078] (第1实施例)

[0079] 利用图2、3来说明求出本实施方式的超声波诊断装置的弹性信息的三维弹性比(三维形变比)的第1实施例。图2是表示用于求出第1实施例的弹性信息的三维形变比的处理的示意图。图3是第1实施例的处理的流程图。本实施例是显示基于由弹性三维扫描转换部41变换到XYZ坐标系的弹性体数据生成的弹性绘制图像之后,在该弹性绘制图像上设定2个关心区域时的实施例。

[0080] 首先,如图2(a)所示,在图像显示器13上显示弹性绘制图像201。如图3(a)、图2(b)所示,检查者经由输入接口部43,在弹性绘制图像201上透过或覆写2个三维关心区域202、203来进行设定(图3的301)。以下,适当地将2个三维关心区域202、203称作ROI1、ROI2。

[0081] 接着,如图2(c)所示,三维关心区域202、203被数据化为XYZ数据的掩蔽(mask)信息204、205。之后,如图2(d)所示,由坐标变换部50将掩蔽信息204、205从XYZ的正交坐标系坐标变换到 $R\Theta\Phi$ 的极坐标系,生成 $R\Theta\Phi$ 坐标系的ROI掩蔽数据206、207(图3的302)。

[0082] 如图2(e)所示,三维形变比测量部52通过ROI掩蔽数据206、207的开闭控制,可参照基于 $R\Theta\Phi$ 坐标系中的弹性信息量数据的在XYZ坐标系中设定的三维关心区域的弹性信息(形变)。由此,基于变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系的ROI掩蔽数据206的弹性信息和ROI掩蔽数据207的弹性信息,来计算三维弹性比。

[0083] 更具体而言,如数学式1、2式那样,三维形变比测量部52在各弹性帧数据的ROI1、ROI2的每一个中计算形变(平均值)。并且,如数学式3式那样,计算ROI1、2间的形变之比(图3的303)。由此,能够按每个弹性帧数据计算形变比。最终,如数学式4式那样,通过对按每个弹性帧数据计算出的二维形变比进行相加平均,从而计算出三维形变比(图3的304)。计算出的三维形变比被显示在图像显示器13上(图3的305)。

[0084] 【数学式1】

$$[0085] \quad \varepsilon_{roi1}(\phi) = \frac{\sum_{i=rstart}^{rend} \sum_{j=tstart}^{tend} \varepsilon_{ij}(\phi)}{i \times j} : (ROI1)$$

[0086] 【数学式2】

$$[0087] \quad \varepsilon_{roi2}(\phi) = \frac{\sum_{i=rstart}^{rend} \sum_{j=tstart}^{tend} \varepsilon_{ij}(\phi)}{i \times j} : (ROI2)$$

[0088] 【数学式3】

$$[0089] \quad SR(\phi) = \frac{\varepsilon_{roi1}(\phi)}{\varepsilon_{roi2}(\phi)}$$

[0090] 【数学式4】

$$[0091] \quad SR^{3d} = \frac{\sum_{\phi=start\phi}^{end\phi} SR(\phi)}{N_{\phi}}$$

[0092] 其中, $\varepsilon_{ij}(\Phi)$: $R\Theta\Phi$ 坐标 (i, j, Φ) 中的 pixel 形变, $\varepsilon_{roi1}(\Phi)$: 帧中的 ROI1 内的形变平均, $\varepsilon_{roi2}(\Phi)$: 帧中的 ROI2 内的形变平均, $SR(\Phi)$: 各帧的形变比, SR^{3d} : 三维形变比平均, N_{Φ} : 相加平均的弹性帧数据的帧数。

[0093] 另一方面, 上述说明是图 3(a) 时的说明, 也可以进行如图 3(b) 所示的处理顺序。首先, 在三维图像上设定 ROI1、2 (图 3 的 306), 将测量 ROI 掩蔽从 XYZ 坐标变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标 (图 3 的 307)。

[0094] 接着, 根据 $R\Theta\Phi$ 坐标系的弹性信息量数据计算出各弹性帧数据的形变平均值 (图 3 的 308), 根据各弹性帧数据的 ROI1、ROI2 对各弹性帧数据的形变平均值进行相加平均 (图 3 的 309)。最终, 根据 ROI1、ROI2 的形变平均值之比计算出形变比, 并进行显示 (图 3 的 310)。该处理顺序的情况下, 通过数学式 5、6 式, 计算出 ROI1、2 内的三维形变平均值, 通过数学式 7 式, 计算出三维的 ROI1、2 的形变比平均值。

[0095] 【数学式 5】

$$[0096] \quad \varepsilon_{roi1}^{3d} = \frac{\sum_{k=\phi_{start}}^{\phi_{end}} \sum_{i=r_{start}}^{r_{end}} \sum_{j=l_{start}}^{l_{end}} \varepsilon_{ijk}}{i \times j \times k} : (ROI1)$$

[0097] 【数学式 6】

$$[0098] \quad \varepsilon_{roi2}^{3d} = \frac{\sum_{k=\phi_{start}}^{\phi_{end}} \sum_{i=r_{start}}^{r_{end}} \sum_{j=l_{start}}^{l_{end}} \varepsilon_{ijk}}{i \times j \times k} : (ROI2)$$

[0099] 【数学式 7】

$$[0100] \quad SR^{3d} = \frac{\varepsilon_{roi1}^{3d}}{\varepsilon_{roi2}^{3d}}$$

[0101] 其中, ε_{roi1}^{3d} : ROI1 内的三维形变平均, ε_{roi2}^{3d} : ROI2 内的三维形变平均, ε_{ijk} : $R\Theta\Phi$ 坐标 (i, j, k) 的 pixel 形变。

[0102] 此外, 在 XYZ 坐标系中显示的弹性绘制等上设定了三维关心区域时, XYZ 坐标系中的例如 XY 截面、YZ 截面、XZ 截面等中的弹性信息不一定是在同样的压迫状态下生成的。因此, 例如若在 XY 截面、YZ 截面、XZ 截面等中求出弹性信息之比, 则无法进行适当的定量化。关于这一点, 如本实施例所示, 通过将在 XYZ 坐标系的弹性绘制图像等上设定的第 1 和第 2 三维关心区域从 XYZ 坐标系变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系之后, 基于变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系的第 1 和第 2 三维关心区域的弹性信息计算出三维弹性比, 从而能够适当地实现三维弹性信息的定量化。

[0103] 此外, 本实施例说明了将弹性绘制像作为位置信息来设定测量用 ROI1、2 时的例子, 但是, 也可以在断层绘制像上、或者在重合了断层像和弹性像的合成绘制像上设定测量用 ROI1、2。

[0104] 在此, 说明坐标变换部 50 进行的从 XYZ 的正交坐标系到 $R\Theta\Phi$ 的极坐标系的坐标变换。通过数学式 8, 根据画面上的坐标 X、Y 和 MPR 用矩阵计算出 $x_i y_i z_i$, 根据各个像素, 从画面 2D 坐标变换到 XYZ 坐标。

[0105] 【数学式 8】

$$[0106] \quad \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{00} & M_{01} & M_{02} & M_{03} \\ M_{10} & M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{20} & M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{30} & M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}$$

[0107] 此外,根据数学式 9,通过仿射矩阵,将 XYZ 坐标系的短轴面,根据数学式 10、数学式 11 变换到极坐标,根据数学式 12 ~ 数学式 15 的坐标的偏移量和比例,计算出 Φ 和 r 的中间坐标。

[0108] 【数学式 9】

$$[0109] \quad \begin{pmatrix} u_1 \\ v_1 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_1 & B_1 & C_1 \\ A_1 & B_1 & C_1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix}$$

[0110] 【数学式 10】

$$[0111] \quad vv_1 = \text{atan}(v_1/u_1)$$

[0112] 【数学式 11】

$$[0113] \quad uu_1 = \sqrt{v_1^2 + u_1^2}$$

[0114] 【数学式 12】

$$[0115] \quad \phi' = vv_1 + \phi_{\text{offset}}$$

[0116] 【数学式 13】

$$[0117] \quad \phi_i = \phi' * \phi_{\text{scale}}$$

[0118] 【数学式 14】

$$[0119] \quad r_{\text{tmp}}' = uu_1 + r_{\text{offset3d}}$$

[0120] 【数学式 15】

$$[0121] \quad r_{\text{tmp}} = r_{\text{tmp}}' * r_{\text{scale3d}}$$

[0122] 接着,通过数学式 16 根据 XYZ 坐标的 x_i 、上述计算出的 r_{tmp} 、和仿射矩阵系数变换到长轴方向的正交坐标,并通过数学式 17 和数学式 18 进行极坐标变换。

[0123] 【数学式 16】

$$[0124] \quad \begin{pmatrix} u_2 \\ v_2 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_1 & B_1 & C_1 \\ A_1 & B_1 & C_1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_i \\ r_{\text{tmp}i} \\ 1 \end{pmatrix}$$

[0125] 【数学式 17】

$$[0126] \quad vv_2 = \text{atan}(v_2/u_2)$$

[0127] 【数学式 18】

$$[0128] \quad uu_2 = \sqrt{v_2^2 + u_2^2}$$

[0129] 此外,如数学式 19 ~ 数学式 22 所示,根据坐标的偏移量和比例,计算出 r 和 θ 的中间坐标。由此,可参照与 MPR 平面对应的极坐标体素。

[0130] 【数学式 19】

$$[0131] \quad \theta' = v v_1 + \theta_{\text{offset}}$$

[0132] 【数学式 20】

$$[0133] \quad \theta_i = \theta' * \theta_{\text{scale}}$$

[0134] 【数学式 21】

$$[0135] \quad r'_i = u u_2 + r_{\text{offset2d}}$$

[0136] 【数学式 22】

$$[0137] \quad r_i = r'_i * r_{\text{scale2d}}$$

[0138] 以上,在本实施例中,其具备:超声波探头 2,在与被检体之间收发超声波;弹性信息运算部 32,基于由超声波探头 2 测量的反射回波信号,运算出表示硬度或软度的弹性信息来生成弹性帧数据;弹性体数据生成部 40,基于多个弹性帧数据,生成弹性体数据;显示部 13,显示基于弹性体数据生成的弹性绘制图像和多个截面的弹性切片图像中的至少一方;输入部 43,经由所显示的弹性绘制图像和多个截面的弹性切片图像的至少一方,设定多个三维关心区域;三维形变比测量部 52,计算出所设定的第 1 三维关心区域内的弹性信息、与第 2 三维关心区域内的弹性信息之间的三维弹性比(三维弹性比测量部);在显示部 13 上显示计算出的三维弹性比。因此,检查者可通过简单的操作,以三维方式定量地掌握表示被检体的组织的硬度或软度的弹性信息。

[0139] 特别是,为了生成被检体的切片位置不同的多个断层面的弹性帧数据,例如需要在探头的短轴方向上利用可对超声波扫描面进行电机控制的超声波探头等,从而在短轴方向上滑动超声波扫描面的同时进行超声波收发。另一方面,如上所述,弹性图像是通过手动或机械的方法利用超声波探头压迫被检体的同时生成的。因此,在被检体的多个断层面生成的弹性帧数据是在分别不同的压迫状态下生成的。在此,由于对于同一弹性帧数据而言是施加了同样的压迫力,因此可通过求出 2 个二维关心区域的弹性信息之比来排除压迫力的影响,其结果,能够实现弹性信息的定量化,但是即使在不同的断层面的不同的压迫状态下生成的 2 个弹性帧数据相互间求出弹性信息之比,也无法实现适当的定量化。

[0140] 关于这一点,三维形变比测量部 52(三维弹性比测量部)分别计算出构成弹性绘制图像的多个所述弹性帧数据中的与第 1 三维关心区域对应的区域的弹性信息、和与第 2 三维关心区域对应的区域的弹性信息的二维弹性比,并基于各个弹性帧数据中的二维弹性比计算出三维弹性比。三维形变比测量部 52(三维弹性比测量部)对在各个弹性帧数据中计算出的二维弹性比进行相加平均,从而计算出三维弹性比。

[0141] 由此,由于在生成了弹性帧数据的多个断层面的每一个断层面中求出弹性信息之比,因此即使在分别不同的压迫状态下生成了多个弹性帧数据,也能够适当地实现三维弹性信息的定量化。

[0142] 更具体而言,本发明的超声波诊断装置构成为具备如下单元,即:弹性三维扫描转换部 41,在 $R\Theta\Phi$ 坐标系中生成了弹性体数据的情况下,将弹性体数据从 $R\Theta\Phi$ 坐标系变换到 XYZ 坐标系;弹性体绘制部 42,基于变换到 XYZ 坐标系的弹性体数据,生成弹性绘制图像;坐标变换部 50,将在显示于图像显示器 13(显示部)的 XYZ 坐标系的弹性绘制图像上设定的第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域从 XYZ 坐标系变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系;三维形变比测量部 52(三维弹性比测量部)可构成为基于变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系的第 1 三维关心区域的弹性信息、和第 2 三维关心区域的弹性信息来计算出三维弹性比。

[0143] 此外,为了基于在 $R\Theta\Phi$ 坐标系中生成的弹性体数据而在图像显示器 13(显示部)上显示弹性绘制图像等各种图像,一般是将 $R\Theta\Phi$ 坐标系的弹性体数据变换到XYZ坐标系之后,基于XYZ坐标系的弹性体数据来生成弹性绘制图像等并加以显示。在此,在以XYZ坐标系显示的弹性绘制等上设定了三维关心区域时,XYZ坐标系中的例如XY截面、YZ截面、XZ截面等中的弹性信息不一定是在同样的压迫状态下生成的。因此,例如,若在XY截面、YZ截面、XZ截面等中求出弹性信息之比,则无法实现适当的定量化。关于这一点,在本发明中,将在XYZ坐标系的弹性绘制图像等上设定的第1和第2三维关心区域从XYZ坐标系变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系之后,基于变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系的第1和第2三维关心区域的弹性信息来计算出三维弹性比,因此能够适当地实现三维弹性信息的定量化。

[0144] 更具体而言,三维形变比测量部 52(三维弹性比测量部)可以构成为:在针对 $R\Theta\Phi$ 坐标系的被检体组织的压迫状态同等的多个断层面的每一个断层面上,计算出与变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系的第1三维关心区域对应的区域的弹性信息、和与第2三维关心区域对应的区域的弹性信息之比,并基于该计算出的多个断层面上的二维弹性比,计算出三维弹性比。

[0145] (第2实施例)

[0146] 说明本实施方式的超声波诊断装置的第2实施例。本实施例与第1实施例的不同点在于,弹性切片图像生成部 48 生成变换到XYZ坐标系的弹性体数据的正交3截面的MPR图像,在所显示的XYZ坐标系的MPR图像上设定第1三维关心区域和第2三维关心区域。因此,省略与第1实施例重复的部分的说明。

[0147] 图4是表示用于求出第2实施例的弹性信息的三维弹性比(三维形变比)的处理的示意图。首先,如图4(a)所示,在图像显示器 13 上显示MPR图像 401、和弹性绘制图像 201。具体而言,在画面的被四等分的左上、左下、右上区域中作为MPR图像 401 显示XYZ坐标系的XY面、YZ面、XZ面的弹性图像,在画面的右下区域显示弹性绘制图像 201。但是,也可以不显示弹性绘制图像 201。

[0148] 如图4(b)所示,检查者经由输入接口部 43 在MPR图像 401 上设定2个三维关心区域 402、403。以下,适当地将2个三维关心区域 402、403 称作ROI1、ROI2。由此,通过在MPR图像上设定ROI1、2,能够确认各个截面中的ROI的设定状态,例如,如果是在Z方向变得细长的肿瘤,则能够容易调整ROI。

[0149] 接着,如图4(c)所示,三维关心区域 402、403 被数据化为XYZ数据的掩蔽信息 404、405。即,如图4(b)所示,在MPR图像上设定的ROI信息视觉上是二维信息,是应作为XYZ坐标来管理的信息,可容易被数据化为如图4(c)的XYZ数据的掩蔽信息。接着,如图4(d)所示,由坐标变换部 50 将掩蔽信息 404、405 的XYZ的正交坐标系坐标变换为 $R\Theta\Phi$ 的极坐标系之后,生成 $R\Theta\Phi$ 坐标系的ROI掩蔽数据 406、407。

[0150] 如图4(e)所示,三维形变比测量部 52 通过ROI掩蔽数据 406、407 的开闭控制,可参照在来自 $R\Theta\Phi$ 坐标系的弹性信息量数据的XYZ坐标系中设定的三维关心区域的弹性信息(形变)。由此,基于变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系的ROI掩蔽数据 406 的弹性信息和ROI掩蔽数据 407 的弹性信息,计算出三维弹性比。三维弹性比的计算方法与第1实施例相同。

[0151] 本实施例说明了将弹性MPR像作为位置信息来设定测量用ROI1、2的例子,但是并不限于此,也可以在断层MPR像上、或者重合了断层像和弹性像的合成MPR像上设定测量用

ROI1、2。

[0152] (第3实施例)

[0153] 说明本实施方式的超声波诊断装置的第3实施例。本实施例与第1实施例的不同点在于,弹性切片图像生成部48生成从变换到XYZ坐标系的弹性体数据中平行地切出的多个的多层面图像(弹性多层面图像),在所显示的XYZ坐标系的多层面图像上设定第1三维关心区域和第2三维关心区域。因此,省略与第1实施例重复的部分的说明。

[0154] 图5是表示用于求出第3实施例的弹性信息的三维弹性比(三维形变比)的处理的示意图。首先,如图5(a)所示,在图像显示器13上显示弹性多层面图像501。弹性多层面图像是进行三维观察的方法之一,具有在XYZ坐标系中能够同时在多个分割画面中显示任意的切断角度下的不同截面的优点。

[0155] 如图5(b)所示,检查者经由输入接口部43在弹性多层面图像501上设定2个三维关心区域502、503。以下,适当地将2个三维关心区域502、503称作ROI1、ROI2。由此,通过对弹性多层面图像501的每一个设定ROI1、2,例如,如果是在Y方向上直径的变化大的肿瘤,则可调整ROI来容易设定与该切片面相应的大小。

[0156] 接着,如图5(c)所示,三维关心区域502、503被数据化为XYZ数据的掩蔽信息504、505。即,如图5(b)所示,在弹性多层面图像501上设定的ROI信息在视觉上是二维信息,是应作为XYZ坐标来管理的信息,作为如图5(c)那样的XYZ数据的掩蔽信息,能够容易进行数据化。接着,如图5(d)所示,由坐标变换部50将掩蔽信息504、505从XYZ的正交坐标系坐标变换到 $R\Theta\Phi$ 的极坐标系,从而生成 $R\Theta\Phi$ 坐标系的ROI掩蔽数据506、507。

[0157] 如图5(e)所示,三维形变比测量部52通过ROI掩蔽数据506、507的开闭控制,可参照根据 $R\Theta\Phi$ 坐标系中的弹性信息量数据的在XYZ坐标系中设定的三维关心区域的弹性信息(形变)。由此,基于变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系的ROI掩蔽数据506的弹性信息和ROI掩蔽数据507的弹性信息,计算出三维弹性比。三维弹性比的计算方法与第1实施例相同。

[0158] 本实施例说明了将弹性多层面像作为位置信息而设定测量用ROI1、2的例子,但是并不限于此,例如,也可以在断层多层面像上、或者重合了断层像和弹性像的合成多层面像上设定测量用ROI1、2。

[0159] (第4实施例)

[0160] 说明本实施方式的超声波诊断装置的第4实施例。本实施例与第1实施例的不同点在于,在图像显示器13上以 $R\Theta\Phi$ 坐标系显示由坐标变换部50变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系的第1三维关心区域和第2三维关心区域,可在图像上调整以 $R\Theta\Phi$ 坐标系显示的第1三维关心区域和第2三维关心区域中的至少一个三维关心区域。因此,省略与第1实施例重复的部分的说明。

[0161] 图6是表示用于求出第4实施例的弹性信息的三维形变比的处理的示意图。图7是第4实施例的处理的流程图。首先,如图6(a)所示,在图像显示器13上显示弹性绘制图像601。如图7、图6(b)所示,检查者经由输入接口部43在弹性绘制图像601上透过或覆写2个三维关心区域602、603来进行设定(图7的701)。以下,适当地将2个三维关心区域602、603称作ROI1、ROI2。

[0162] 接着,如图6(c)所示,三维关心区域602、603被数据化为XYZ数据的掩蔽信息604、605。并且,如图6(d)所示,由坐标变换部50将掩蔽信息604、605从XYZ的正交坐标系

坐标变换到 $R\Theta\Phi$ 的极坐标系,生成 $R\Theta\Phi$ 坐标系的 ROI 掩蔽数据 606、607(图 7 的 702)。

[0163] 如图 6(e) 所示,检查者参照图像显示器 13 的同时,在 $R\Theta\Phi$ 的极坐标系的图像上调整变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系的 ROI 掩蔽数据 606、607(图 7 的 703)。如图 6(e) 所示,三维形变比测量部 52 通过调整后的 ROI 掩蔽数据 606、607 的开闭控制,可参照根据 $R\Theta\Phi$ 坐标系中的弹性信息体数据的 XYZ 坐标系中设定的三维关心区域的弹性信息(形变)。由此,基于变换到 $R\Theta\Phi$ 坐标系且调整后的 ROI 掩蔽数据 606 的弹性信息和 ROI 掩蔽数据 607 的弹性信息,计算出三维弹性比。

[0164] 具体而言,在 ROI1、ROI2 的每一个中计算出各帧内的形变平均,由此计算出 ROI1、2 间的形变之比(图 7 的 704)。由此,能够计算出每个帧的形变比。最终,相加按每个帧计算出的值之后进行平均,从而计算三维形变比(图 7 的 705),并在图像显示器 13 上显示计算出的三维形变比(图 7 的 706)。

[0165] (第 5 实施例)

[0166] 说明本实施方式的超声波诊断装置的第 5 实施例。本实施例与第 1 实施例的不同点在于,三维形变比测量部 52 基于针对 $R\Theta\Phi$ 坐标系中的被检体组织的压迫状态的随时间的变化,检测第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域中的压迫状态相同的区间,基于检测出的压迫状态相同的区间的弹性信息,计算出三维弹性比。因此,省略与第 1 实施例重复的部分的说明。三维形变比测量部 52(三维弹性比测量部)在针对被检体的组织的压迫状态相同的多个弹性帧数据中计算出与第 1 三维关心区域对应的区域的弹性信息、和与第 2 三维关心区域对应的区域的弹性信息的三维弹性比。

[0167] 在上述的第 1~第 4 实施例所示的方法中,为了沿着应力面计算出形变比,需要在 $R\Theta\Phi$ 坐标系的相同的 Φ 位置上设定 2 个 ROI。这是因为:由于应力因压迫而不同,因此所产生的组织形变有很大不同。本实施例是并未在 $R\Theta\Phi$ 坐标系的相同的 Φ 位置上设定 2 个 ROI 的情况下来计算三维弹性比的实施例。

[0168] 图 8 是表示用于求出第 5 实施例的弹性信息的三维形变比的处理的示意图。图 8(a) 表示了 XYZ 坐标系中的 YZ 面(短轴方向)的截面图像 801。此外,图 1 所示的压迫图表生成部 54 接受来自位移测量部 30、弹性信息运算部 32、或压力测量部 45 的输出数据,生成图 8(b) 所示的压迫图表 802。

[0169] 通过生成压迫图表 802,三维形变比测量部 52 能够掌握沿着 Φ 方向的位移、形变或应力的随时间的变化。三维形变比测量部 52 通过进行 ROI1 与 ROI2 的压迫图表彼此的相关运算,检测 ROI1 和 ROI2 中的压迫状态相同的区间(相似区间 803)。并且,选定检测出的 2 个相似区间 803 来计算出各自的形变平均,并求出各形变平均之比。三维弹性比的计算方法与第 1 实施例相同。

[0170] 由此,可比较同等的压迫等级下的形变比。此外,例如在短轴方向上参照体(脂肪等个体差异少的软物体)和肿瘤(良性或恶性肿瘤像形成性病变)的位置不同时,很难在相同的帧之间进行比较。关于这一点,根据本实施例,即使在 $R\Theta\Phi$ 坐标系的相同的 Φ 位置上未设定 2 个 ROI,由于求出压迫状态同等的区间内的形变比,因此能够准确地对诊断部位的硬度或软度进行量化。

[0171] (第 6 实施例)

[0172] 说明本实施方式的超声波诊断装置的第 6 实施例。本实施例与第 1 实施例的不同

点在于,三维形变比测量部 52 基于针对 $R\Theta\Phi$ 坐标系中的被检体组织的压迫状态的随时间的变化,检测对被检体组织施加了压迫的区间、和解除了压迫的区间,仅基于第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域中的、施加了压迫的区间和解除了压迫的区间的任一方的弹性信息,计算出三维弹性比。因此,省略与第 1 实施例重复部分的说明。三维形变比测量部 52(三维弹性比测量部)基于针对被检体组织的压迫状态的随时间的变化,检测对被检体组织施加了压迫的区间、和解除了压迫的区间,仅基于第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域中的、施加了压迫的区间和解除了压迫的区间的任一方的弹性信息,计算出三维弹性比。

[0173] 图 9 是表示用于求出第 6 实施例的弹性信息的三维形变比的处理的示意图。图 9(a) 表示了 XYZ 坐标系中的 YZ 面(短轴方向)的截面图像 901。此外,图 1 所示的压迫图表生成部 54 接受来自位移测量部 30、弹性信息运算部 32、或压力测量部 45 的输出数据,生成图 9(b) 所示的压迫图表 902。

[0174] 通过生成压迫图表 902,三维形变比测量部 52 能够掌握沿着 Φ 方向的位移、形变或应力的随时间的变化。三维形变比测量部 52 基于由压迫图表 902 表示的 ROI1 和 ROI2 中的压迫状态的随时间的变化(Φ 方向变化),检测对被检体组织施加了压迫的区间和解除了压迫的区间。在此,假设将对被检体组织施加了压迫的区间检测为压迫区间 903。如图 9(c) 所示,三维形变比测量部 52 计算出 ROI1 和 ROI2 的压迫区间 903 中的形变平均,并计算出形变平均之比。三维弹性比的计算方法与第 1 实施例相同。

[0175] 根据本实施例,通过使压迫方向相同,能够降低因组织位移引起的图像偏差所带来的测量值的劣化。因此,能够高精度地计算出三维形变比。另外,本实施例表示了计算出施加了压迫的区间内的形变平均的例子,但是并不限于此,也可以构成为计算出解除了压迫的区间内的形变平均。

[0176] (第 7 实施例)

[0177] 说明本实施方式的超声波诊断装置的第 7 实施例。本实施例与第 1 实施例的不同点在于,三维形变比测量部 52 基于针对 $R\Theta\Phi$ 坐标系中的被检体组织的压迫状态的随时间的变化,求出第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域内的弹性信息的累计值,并基于求出的累计值来推测距针对被检体组织的压迫开始位置的距离,基于推测出的距离比预先设定的距离阈值大或小的区间的弹性信息来计算出三维弹性比。因此,省略与第 1 实施例重复的部分的说明。

[0178] 图 10 是表示用于求出第 7 实施例的弹性信息的三维形变比的处理的示意图。首先,图 1 所示的压迫图表生成部 54 接受来自位移测量部 30、弹性信息运算部 32、或压力测量部 45 的输出数据,如图 10(a) 的上部所示那样,生成 ROI1 中的压迫图表 1001。此外,如图 10(a) 的下部所示那样,累计 ROI1 中的压迫图表 1001 的压迫信息之后生成累计图表 1002。

[0179] 另一方面,针对 ROI2 也是同样的,如图 10(b) 所示那样,压迫图表生成部 54 累计 ROI2 中的压迫图表 1003 的压迫信息,生成累计图表 1004。

[0180] 三维形变比测量部 52 能够通过参照累计图表 1002、1004,来推测距超声波探头的初始压迫位置的移动距离。如图 10(c) 所示,三维形变比测量部 52 计算出累计图表 1002 的累计值小于距离阈值 1005 的区间、即距初始压迫位置的探头的移动量小的区间内的 ROI1 和 ROI2 的形变平均,并计算出形变平均之比。三维弹性比的计算方法与第 1 实施例相同。

[0181] 根据本实施例,针对 ROI1、2 能够以压迫位置相同的等级彼此之间计算出比例,因

此能够降低测量值的劣化。其结果,能够高精度地检测形变比。另外,本实施例表示了计算出累计图表的累计值小于距离阈值的区间内的形变平均的例子,但是并非限于此,也可以构成为计算出累计图表的累计值大于距离阈值的区间、即探头距初始压迫位置的移动量大的区间内的形变平均。

[0182] (第 8 实施例)

[0183] 说明本实施方式的超声波诊断装置的第 8 实施例。本实施例与第 1 实施例的不同点在于,三维形变比测量部 52 基于针对 $R \ominus \Phi$ 坐标系中的被检体组织的压迫状态的随时间的变化,检测对被检体组织施加了压迫的区间、和解除了压迫的区间,并基于第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域内的施加了压迫的区间或解除了压迫的区间的峰值弹性信息,计算出三维弹性比。因此,省略与第 1 实施例重复的部分的说明。

[0184] 图 11 是表示用于求出第 8 实施例的弹性信息的三维形变比的处理的示意图。图 11(a) 表示了 XYZ 坐标系中的 YZ 面(短轴方向)的截面图像 1101。此外,图 1 所示的压迫图表生成部 54 接受来自位移测量部 30、弹性信息运算部 32、或压力测量部 45 的输出数据,生成图 9(b) 所示的压迫图表 1102。

[0185] 通过生成压迫图表 1102,三维形变比测量部 52 能够掌握沿着 Φ 方向的位移、形变或应力的随时间的变化。三维形变比测量部 52 基于由压迫图表 1102 表示的 ROI1 和 ROI2 中的压迫状态的随时间的变化(Φ 方向变化),检测对被检体组织施加了压迫的区间、和解除了压迫的区间的峰值 1103。在此,假设在对被检体组织施加了压迫的区间内选择了压迫状态成为峰值的时态。如图 11(c) 所示,三维形变比测量部 52 计算出 ROI1 和 ROI2 各自的峰值 1103 处的形变平均,并计算出形变平均之比。三维弹性比的计算方法与第 1 实施例相同。

[0186] 根据本实施例,存在参照弹性信息(形变)的测量点的数量较少的缺点,但是,例如能够比上述的第 6 实施例更高精度地测量三维形变比。另外,本实施例表示了计算出施加了压迫的区间内的压迫状态的峰值时的形变平均的例子,但是并非限于此,也可以构成为计算出解除了压迫的区间内的压迫状态的峰值时的形变平均。此外,并不限于压迫状态的峰值,也可以经由输入接口部 43 选择例如压迫状态为 0 的位置等任意地计算出形变平均的位置。

[0187] (第 9 实施例)

[0188] 说明本实施方式的超声波诊断装置的第 9 实施例。本实施例与第 1 实施例的不同点在于,在针对被检体组织的压迫状态相同的多个断层面(弹性帧数据)的每一个中计算出的二维弹性比之中,三维形变比测量部 52 排除超出预先设定的弹性比阈值范围的二维弹性比,从而基于剩余的多个断层面中的二维弹性比来计算出三维弹性比。因此,省略与第 1 实施例重复的部分的说明。

[0189] 图 12 是表示用于求出第 9 实施例的弹性信息的三维形变比的处理的示意图。图 12(a) 是横轴取 Φ 方向的变化、纵轴取形变比(SR)的二维形变比图表的一例。如图 12(a) 的二维形变比图表 1201 所示,在计算三维形变比时,有时在 Φ 方向上会产生因噪声等引起的异常数值而导致定量性降低。因此,三维形变比测量部 52 在沿着 Φ 方向计算出的二维弹性比之中排出超出预先设定的弹性比阈值范围的二维弹性比。

[0190] 具体而言,为了确定弹性比阈值范围,通过下述的数学式 23、数学式 24,计算出形

变平均 (SRave)、和相对于形变平均的偏差 (σ)。如图 12(b) 所示, 决定以 SRave $\pm \sigma$ 的范围示出的弹性比阈值范围 1202。

[0191] 【数学式 23】

$$[0192] \quad SRave = \frac{\sum_{\phi=\phi_0}^{\phi_N} SR(\phi)}{N_{\phi}}$$

[0193] 【数学式 24】

$$[0194] \quad \sigma = \sqrt{\frac{\sum_{\phi=\phi_0}^{\phi_N} (SR(\phi) - SRave)^2}{N}}$$

[0195] 之后, 如下述的数学式 25 所示, 三维形变比测量部 52 仅选择 Φ 方向的 SRave $\pm \sigma$ 范围内的二维形变比, 通过对这些选择出的二维形变比进行相加平均, 来计算出三维形变比。换言之, 如图 12(c) 所示, 取大于 SRave + σ 的值的二维形变比 1203 被作为噪声而排除在用于计算三维形变比的计算之外。根据本实施例, 由于仅采用弹性比阈值范围内的值来运算三维形变比, 因此能够计算出排除了噪声的影响的适当的三维形变比。

[0196] 【数学式 25】

$$[0197] \quad SR_{final} = \frac{\sum_{\phi=\phi_0}^{\phi_N} SR(\phi)}{N} \quad (SRave - \sigma < SR(\phi) < SRave + \sigma)$$

[0198] (第 10 实施例)

[0199] 说明本实施方式的超声波诊断装置的第 10 实施例。本实施例与第 1 实施例的不同点在于, 弹性切片图像生成部 48 生成从变换到 XYZ 坐标系的弹性体数据切出的 1 个切片图像, 并在图像显示器 13 上进行显示, 且在所显示的 XYZ 坐标的 1 个切片图像上经由输入接口部 43 设定多个关心区域时, 针对所设定的多个关心区域的每一个, 在与 1 个切片图像正交的方向的多个切片图像上检测相对应的区域, 基于所设定的关心区域和检测出的多个区域, 自动生成第 1 三维关心区域和第 2 三维关心区域。因此, 省略与第 1 实施例重复的部分的说明。

[0200] 图 13 是表示第 10 实施例的 ROI1、2 的自动设定的处理的示意图。首先, 如图 13(a) 所示, 在图像显示器 13 上显示 MPR 图像 1301、和弹性绘制图像 1302。具体而言, 在画面的 4 等分的左上、左下、右上区域显示 XYZ 坐标系的 XY 面、YZ 面、XZ 面的弹性图像作为 MPR 图像 1301, 并在画面的右下区域显示弹性绘制图像 1302。但是, 也可以不显示弹性绘制图像 1302。

[0201] 检查者例如选择 MPR 图像 1301 中的 XY 截面的任意的切片面, 如图 13(b) 所示, 通过选择点 1303, 选择数个肿瘤等关心区域的边界部分 (在该实施例中是 4 个点)。于是, 与使选择点 1303 彼此连接的选择直径相应的内接圆被设定为关心区域 1304。接着, 通过代表组织跟踪法的信号追踪方法, 在 Z 方向的滑动的各截面内检测在关心区域 1304 中设定的边界, 作为检测区域 1305。通过在 Z 轴方向上连接关心区域 1304 和多个检测区域 1305, 自动生成三维 ROI。

[0202] 根据本实施例,检查者只要在 1 个截面中设定关心区域就可自动设定三维关心区域,因此装置的使用更方便,能够提高诊断效率。另外,在该实施例中,为了便于说明,例示了设定 1 个 ROI,但是实际上为了计算三维形变比而要设定多个(例如 2 个)ROI。

[0203] 设定三维 ROI 之后的处理与第 1 实施例相同。

[0204] (第 11 实施例)

[0205] 说明本实施方式的超声波诊断装置的第 11 实施例。本实施例与第 1 实施例的不特点在于,在弹性 MPR 图像上设定 2 个关心区域时,基于最初设定的关心区域的位置和大小,进行导向显示,以便在接着设定关心区域时在适当的位置设定关心区域。因此,省略与第 1 实施例重复的部分的说明。

[0206] 图 14 是表示设定第 11 实施例的 ROI 时的导向显示的例子图。首先,如图 14(a)所示,在图像显示器 13 中显示 MPR 图像 1401 和弹性绘制图像 1402。具体而言,在画面的 4 等分的左上、左下、右上区域显示 XYZ 坐标系的 XY 面、YZ 面、XZ 面的弹性图像,作为 MPR 图像 1401,在画面的右下区域显示弹性绘制图像 1402。但是,也可以不显示弹性绘制图像 1402。

[0207] 此外,为了计算出三维形变比,期望在同帧上进行 2 个 ROI 的设定,进行三维测量时所设定的 ROI 期望是在 Z 坐标(时间方向)上设置得成对。因此,如图 14(b)所示,在 MPR 图像 1401 的 YZ 面上设定关心区域时,使最初设定的或者指定的 ROI(第 1ROI1403)的左右方向的两端的连线沿着扫描帧线而延长,从而显示 2 根导向线 1404。

[0208] 检查者通过参照 2 根导向线 1404,从而能够掌握只要按照被这些导向线 1404 夹着且与导向线 1404 相接的方式设定下一个 ROI(第 2ROI1405)即可。因此,根据本实施例,检查者能够以简单的方式将 2 个关心区域成对地设定为在 Z 坐标(时间方向)上,因此能够适当地计算出三维弹性信息之比的同时,能够使装置容易使用。

[0209] 此外,也能够以该导向线 1404 的角度为基准自动设定第 2ROI1405。此外,对于所设定的 ROI 的修正,能够与第 1 或第 2 中的任一个 ROI 的修正联动地,自动变更另一个 ROI 的大小。此外,如图 14(b)所示,通过如在 YZ 面(时间方向)上沿着肿瘤的轮廓设定导向线 1404 那样,能够降低检查者的劳力。

[0210] 符号说明:

[0211] 1 被检体;2 超声波探头;6 相位调整相加部;30 位移测量部;32 弹性信息运算部;34 弹性图像构成部;39 二维弹性图像存储部;40 弹性体数据生成部;41 弹性三维扫描转换部;42 弹性体绘制部;48 弹性切片图像生成部;44 图像系统控制部;43 输入接口部;50 坐标变换部;52 三维形变比测量部;100 超声波诊断装置;201、601、1302、1402 弹性绘制图像;202、203、402、403、502、503、602、603 三维关心区域;401、1301、1401MPR 图像;501 弹性多层面图像;802、902、1001、1003、1102 压迫图表;803 相似区间;903 压迫区间;1002、1004 累计图表;1005 距离阈值;1103 峰值;1201 二维形变比图表;1202 弹性比阈值范围;1303 选择点;1304 关心区域;1305 检测区域。

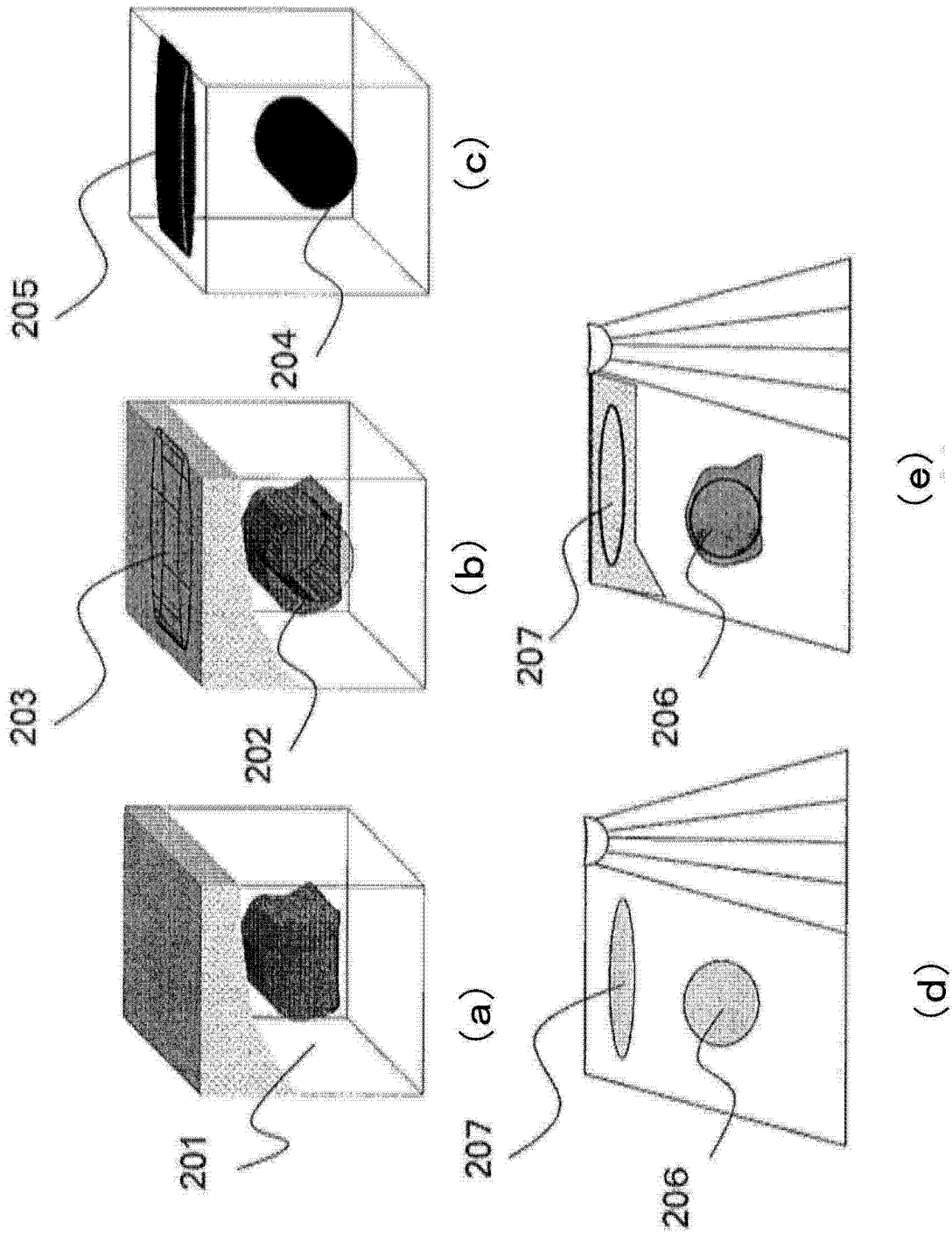


图 2

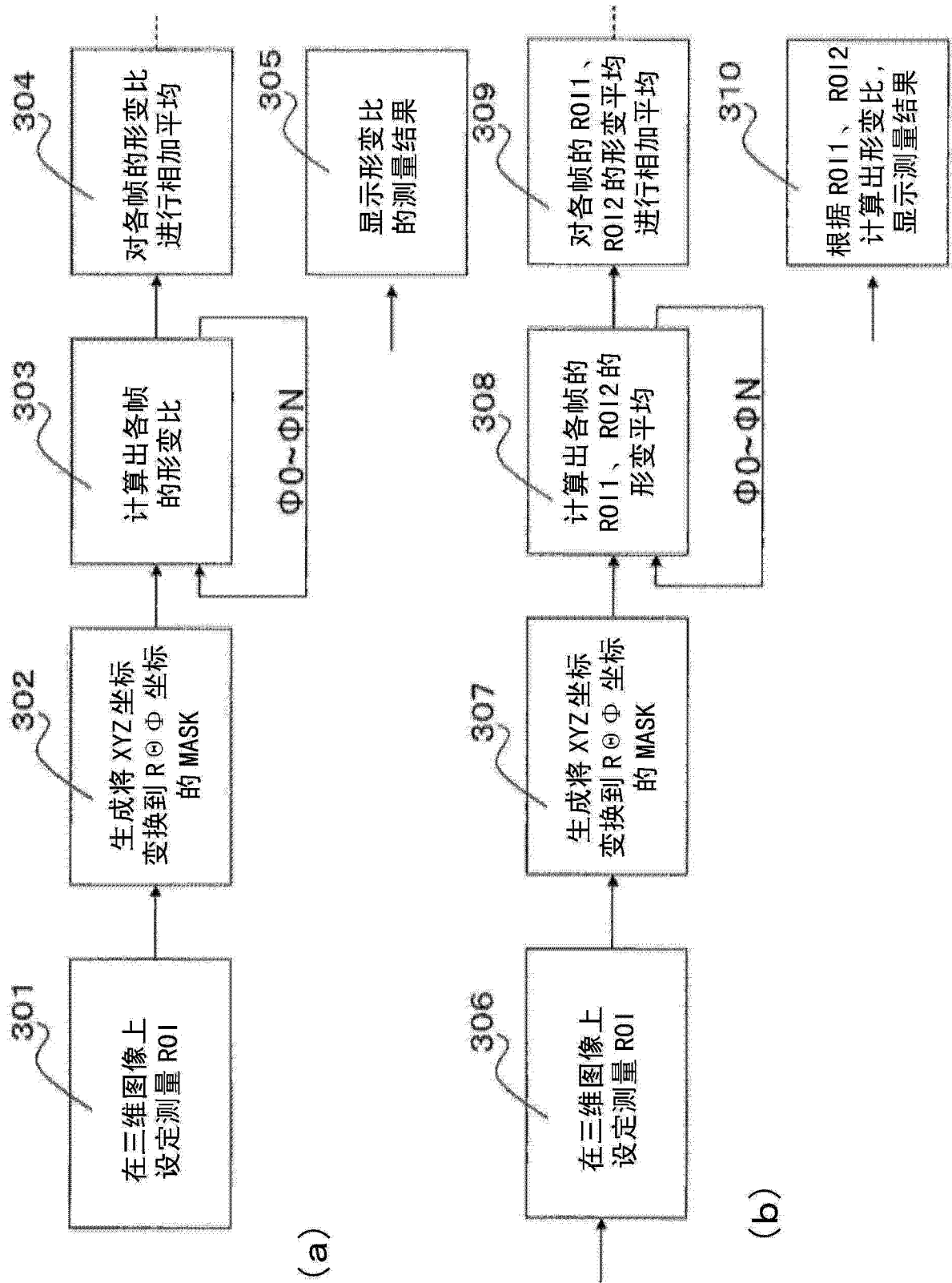


图 3

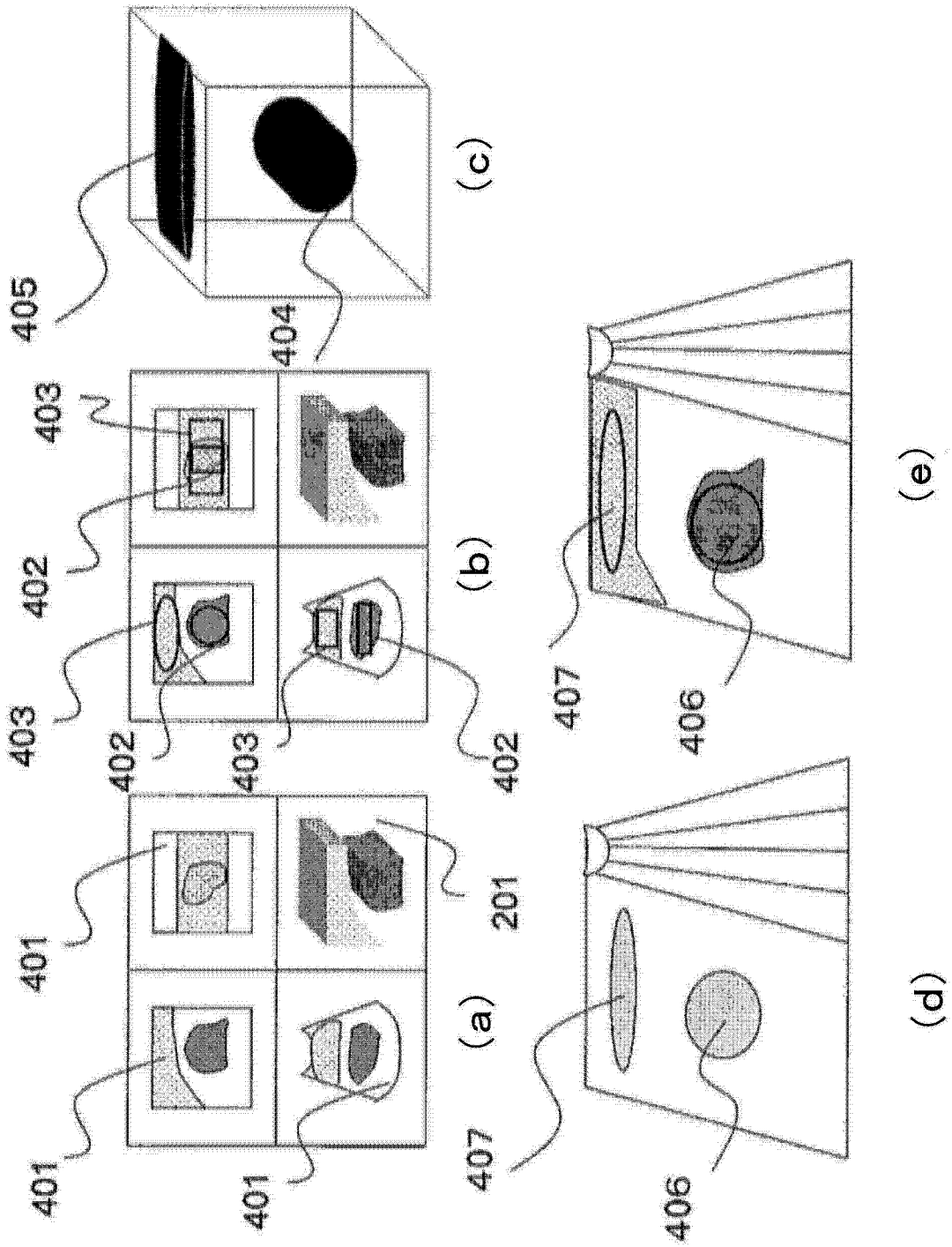


图 4

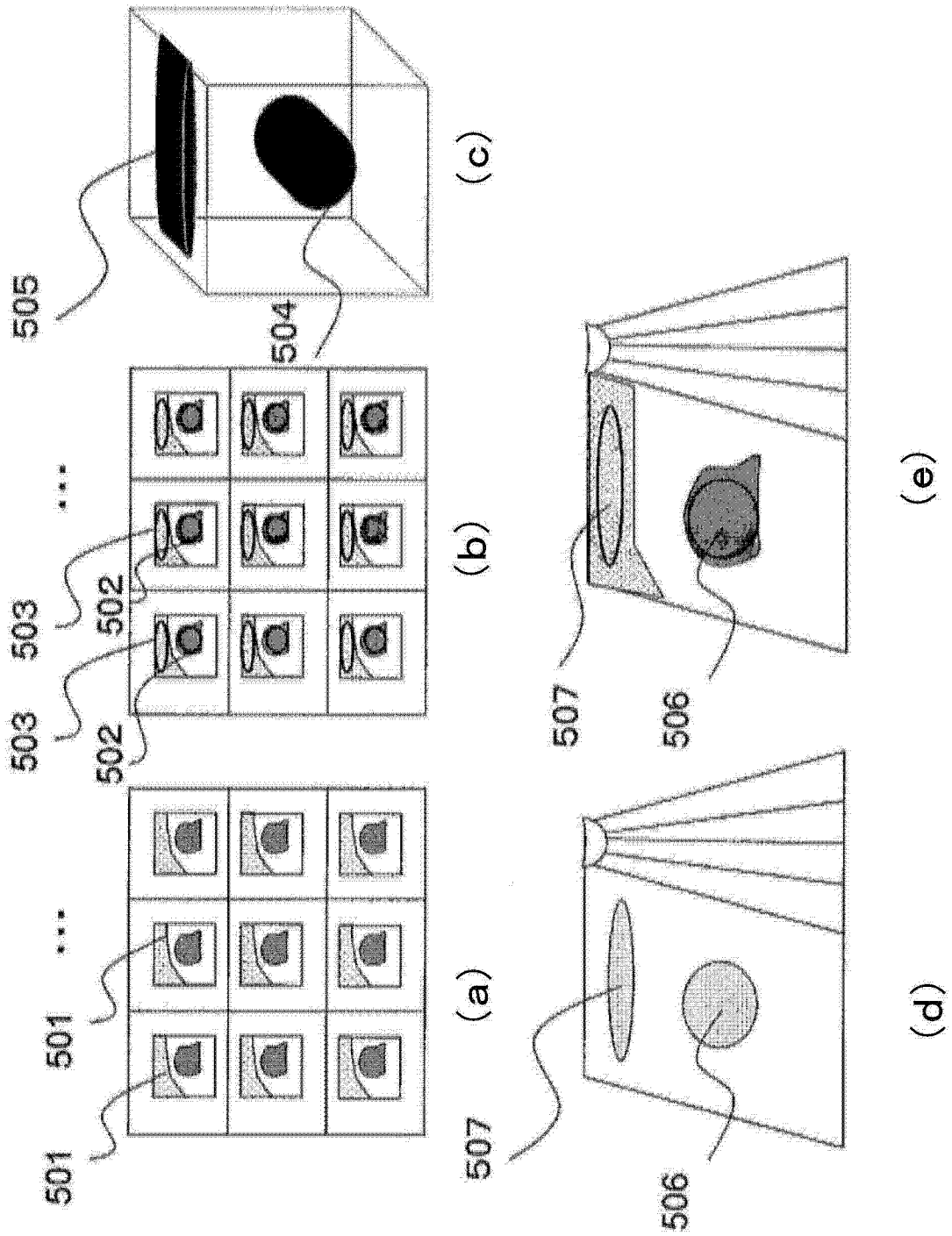


图 5

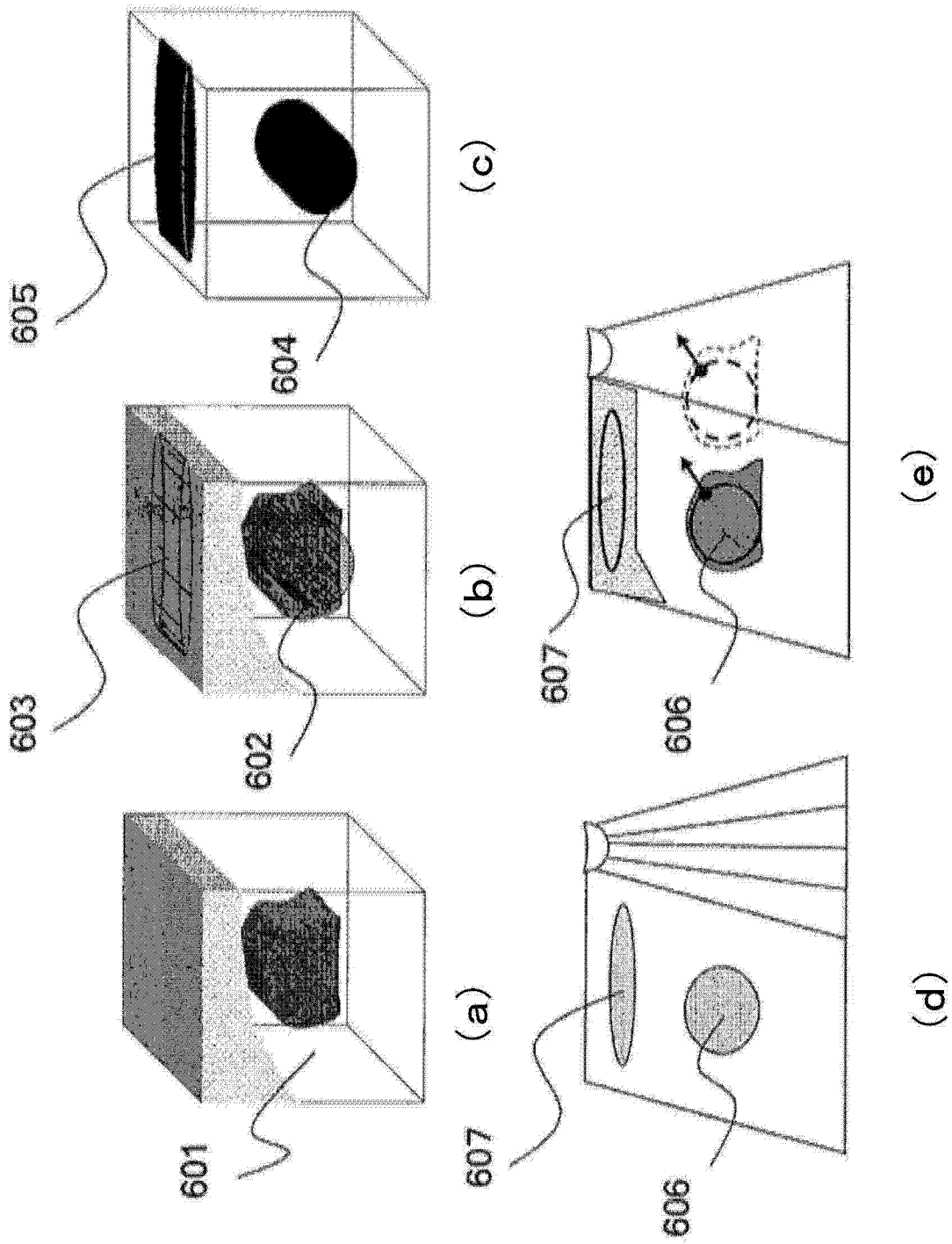


图 6

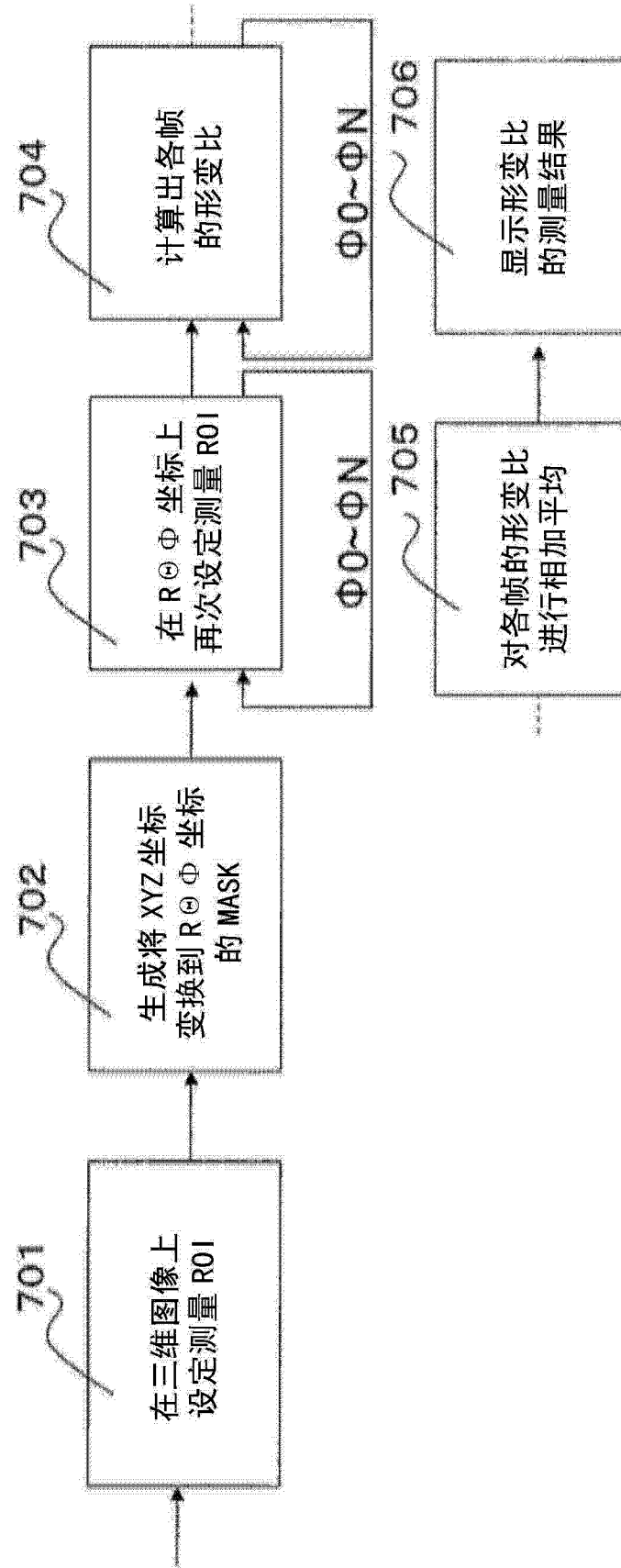


图 7

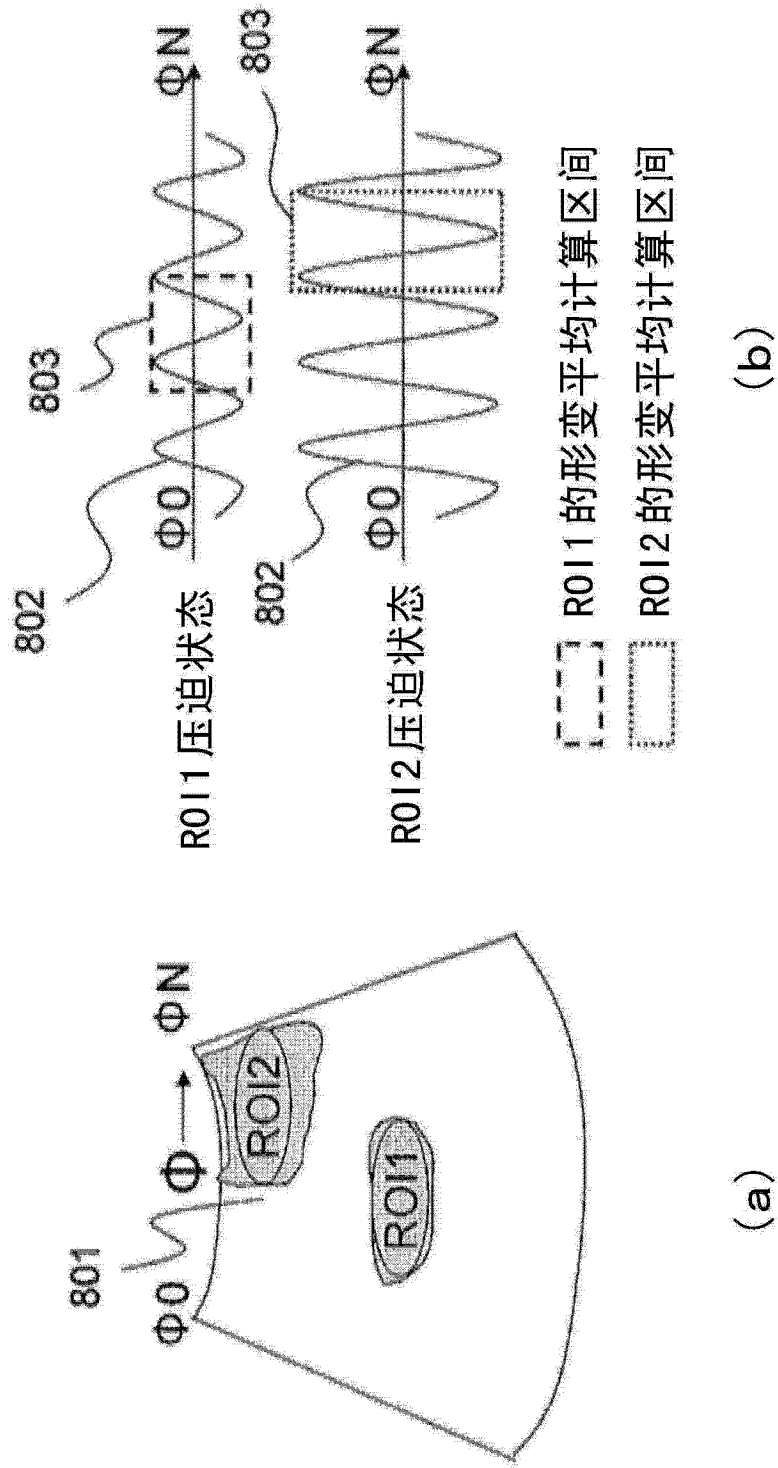


图 8

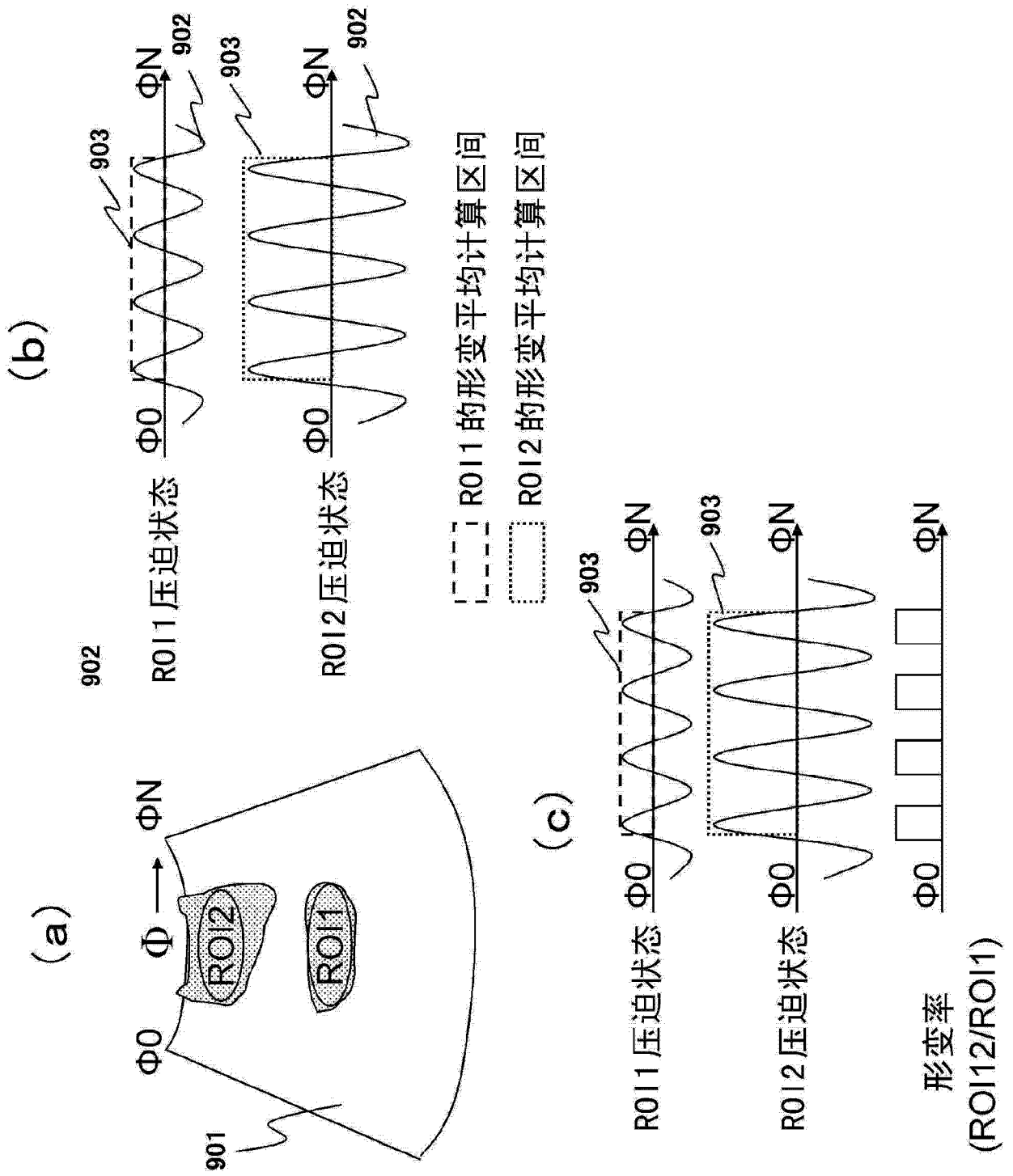


图 9

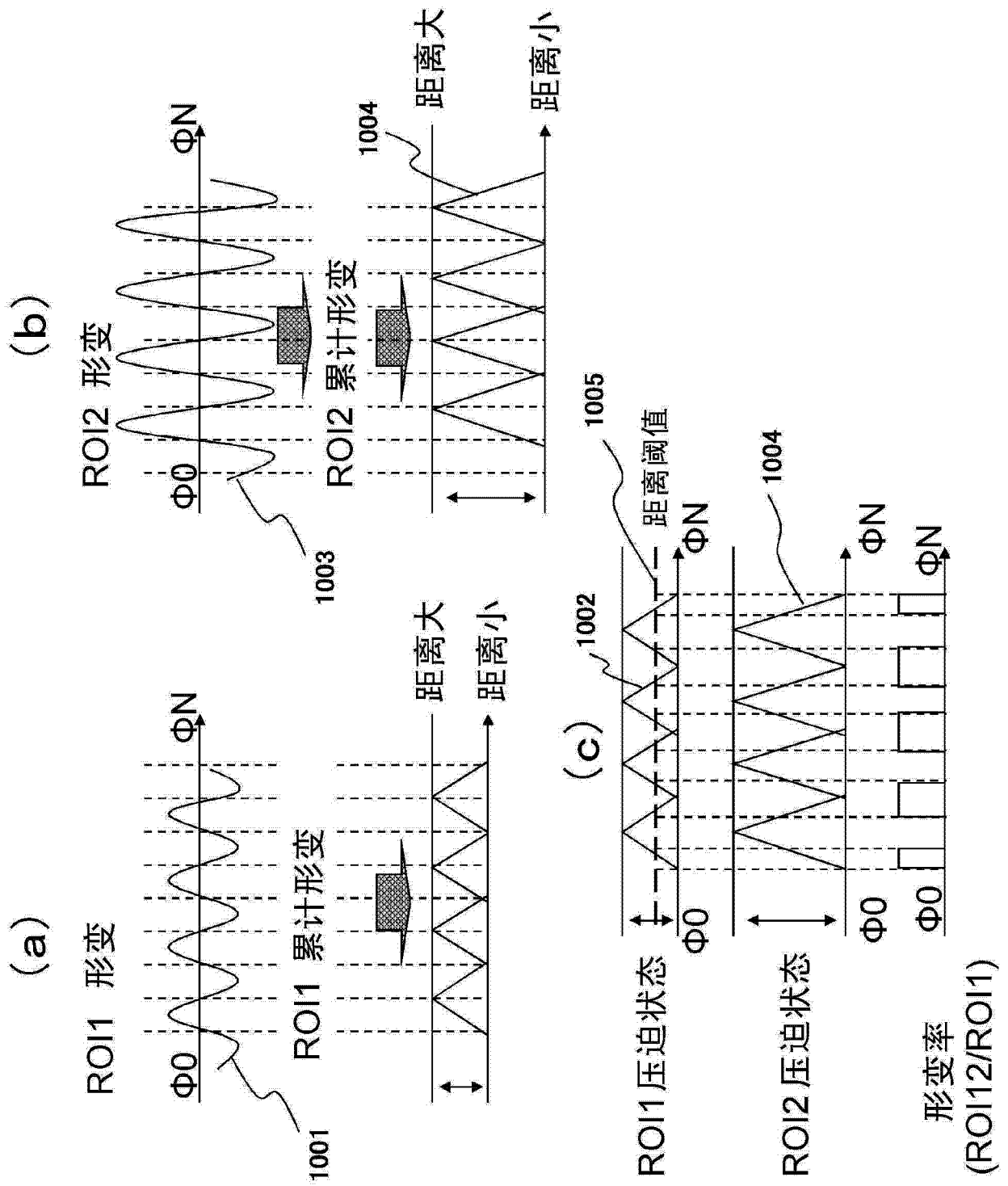


图 10

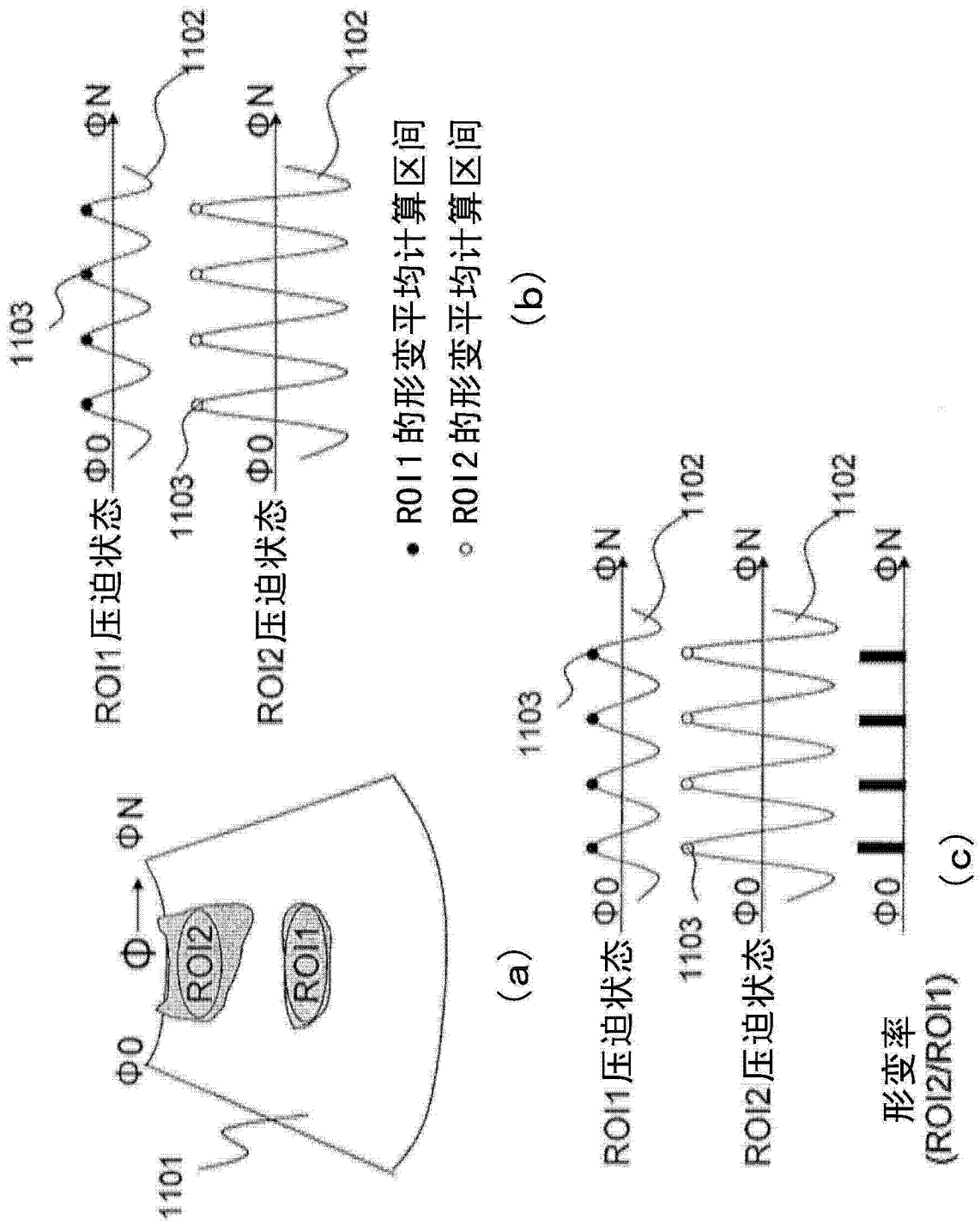


图 11

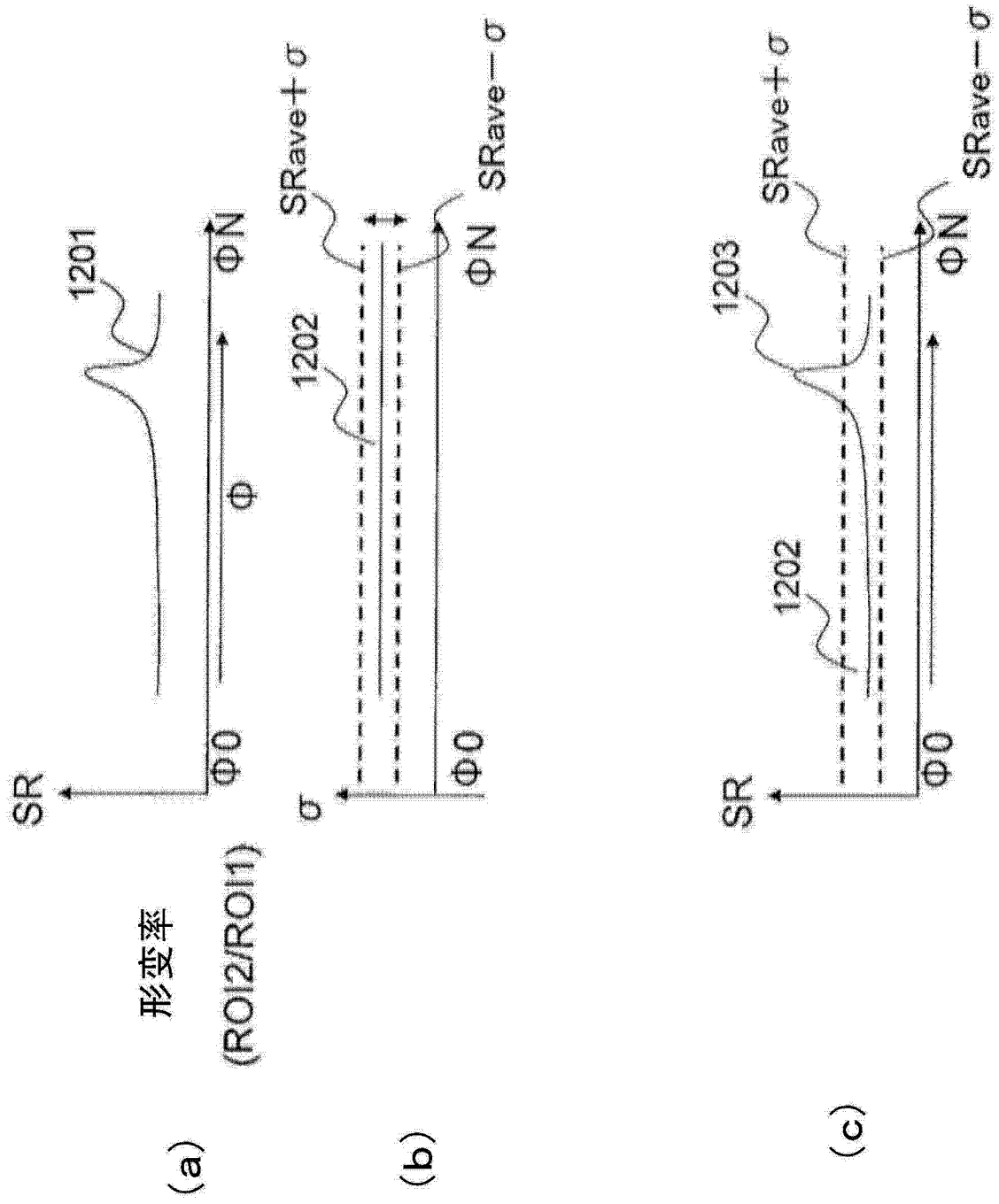


图 12

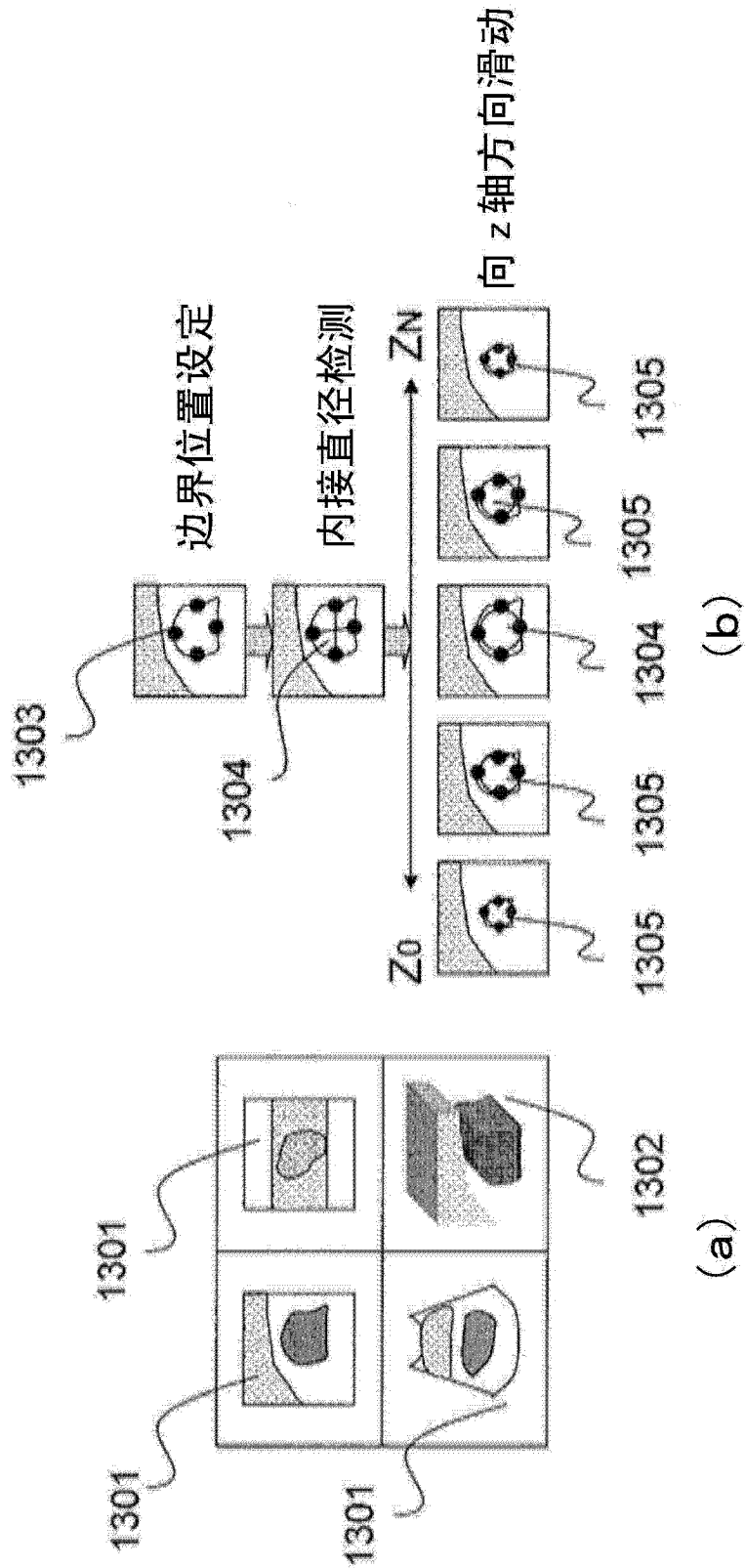


图 13

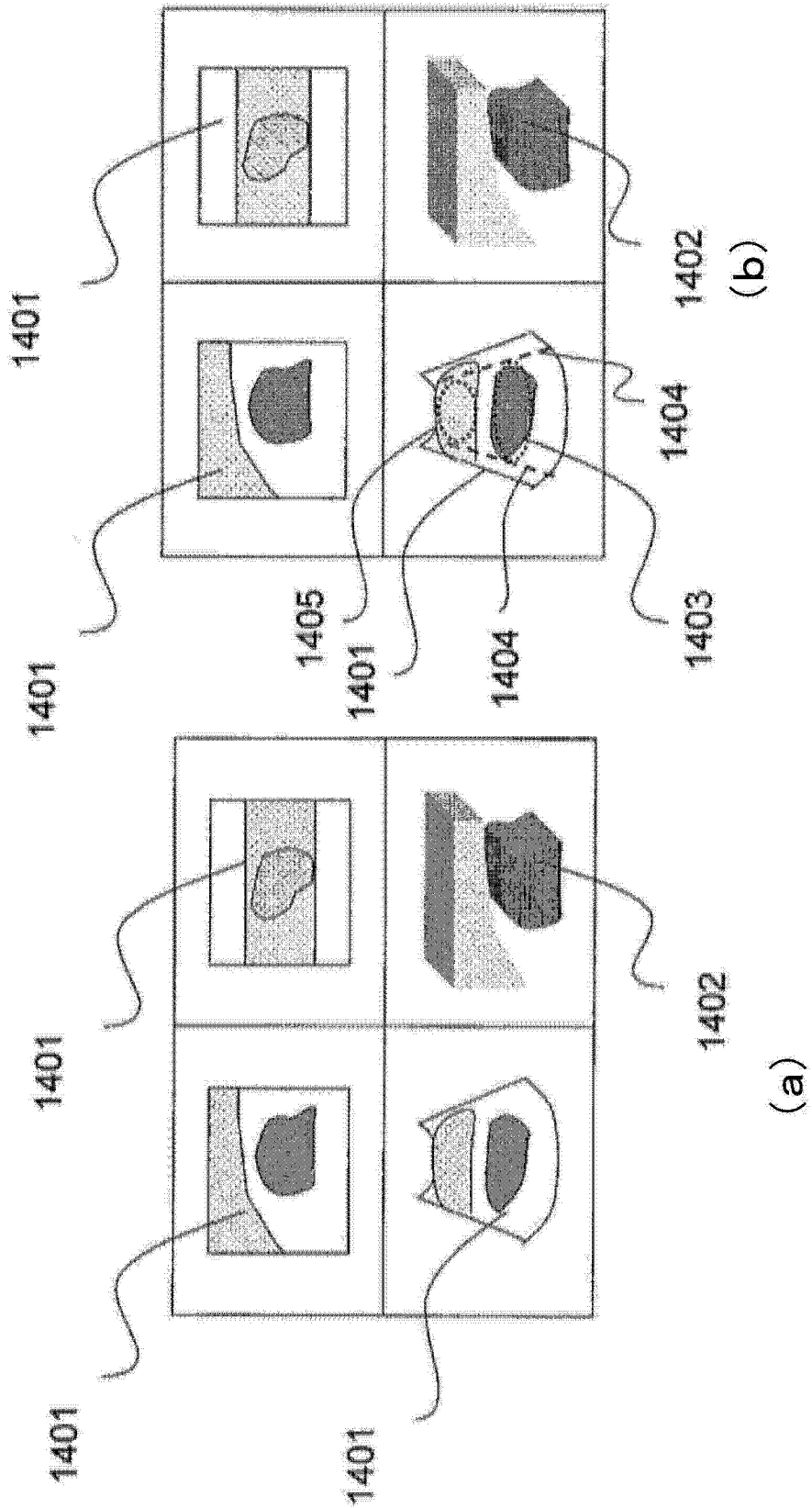


图 14

