



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 106175826 A

(43) 申请公布日 2016. 12. 07

(21) 申请号 201510382269. 5

(22) 申请日 2015. 07. 02

(30) 优先权数据

10-2014-0141201 2014. 10. 17 KR

62/043, 773 2014. 08. 29 US

(71) 申请人 三星麦迪森株式会社

地址 韩国江原道洪川郡

(72) 发明人 李光熙

(74) 专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司

公司 11286

代理人 王兆赓

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G06T 1/00(2006. 01)

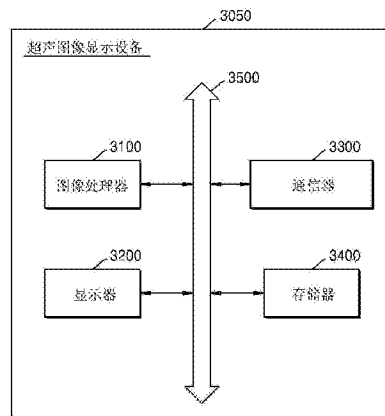
权利要求书2页 说明书20页 附图22页

(54) 发明名称

超声图像显示设备和显示超声图像的方法

(57) 摘要

提供一种超声图像显示设备和显示超声图像的方法,所述超声图像显示设备包括:图像处理器,获取多个时间点的相应超声数据,并基于所述多个时间点的相应超声数据之间的对应性来获取第一信息;显示器,显示包括示出第一信息的诊断图像的屏幕图像,其中,所述相应超声数据表示所述多个不同时间点的包括至少一个目标的对象,第一信息表示在所述多个时间点期间所述至少一个目标的变化。



1. 一种超声图像显示设备,包括:

图像处理器,获取多个时间点的相应超声数据,并基于所述多个时间点的相应超声数据之间的对应性来获取第一信息,其中,所述相应超声数据表示在多个不同时间点的包括至少一个目标的对象,第一信息表示在所述多个不同时间点所述至少一个目标中的变化;

显示器,显示包括示出第一信息的诊断图像的屏幕图像。

2. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,诊断图像是显示为使所述至少一个目标在所述多个不同时间点的状态能够彼此区分的超声图像。

3. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,

其中,在所述多个时间点的相应超声数据包括通过在第一时间点扫描对象获取的第一超声数据和通过在第二时间点扫描对象获取的第二超声数据,其中,诊断图像为重叠地显示第一目标图像和第二目标图像的超声图像,所述第一目标图像基于第一超声数据描绘所述至少一个目标,所述第二目标图像基于第二超声数据表示所述至少一个目标。

4. 根据权利要求3所述的超声图像显示设备,其中,所述第一目标图像和第二目标图像在显示在诊断图像中时能够被彼此区分开。

5. 根据权利要求3所述的超声图像显示设备,其中,在诊断图像中,突出所述第一目标图像和第二目标图像之间的差异。

6. 根据权利要求3所述的超声图像显示设备,

其中,图像处理器基于第一超声数据获取所述至少一个目标的第一尺寸,并基于第二超声数据获取至少一个目标的第二尺寸,

其中,显示器还显示从第一尺寸的尺寸信息、第二尺寸的尺寸信息以及基于第一尺寸和第二尺寸获得的表示所述至少一个目标的尺寸变化的信息中选择的至少一个。

7. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,所述对象为卵巢,所述至少一个目标包括卵巢所包含的多个卵泡中的诱发排卵所针对的卵泡。

8. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,

所述对象为包括子宫的腹部的一部分,

所述至少一个目标包括在子宫内或子宫外的至少一部分中产生的至少一个肿瘤。

9. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,

屏幕图像包括基于所述多个时间点的相应超声数据而获得的多个时间点的相应超声图像,

所述多个时间点的相应超声图像按照对象被扫描时的时间点的顺序布置。

10. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,第一信息表示从所述多个不同时间点的所述至少一个目标的尺寸、位置和数量中选择的至少一个的变化。

11. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,图像屏幕还包括目标变化数值信息,所述目标变化数值信息以数字表示从所述至少一个目标的尺寸、位置和数量中选择的至少一个的变化。

12. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,目标变化数值信息包含从表示所述至少一个目标的尺寸的面积、体积、长轴长度、短轴长度、半径、直径和周长中选择的至少一个的值。

13. 根据权利要求1所述的超声图像显示设备,其中,

图像处理器基于所述多个时间点的相应超声数据获取多个时间点的相应超声图像,并对所述多个时间点的相应超声图像中的每个设置权重,并产生诊断图像,所述诊断图像为分别被设置了权重的所述多个时间点的各个超声图像彼此重叠地显示的图像。

14. 根据权利要求 1 所述的超声图像显示设备,还包括从外部源接收所述多个时间点的相应超声数据的通信器。

15. 一种显示超声图像的方法,所述方法包括:

获取多个时间点的相应超声数据,其中,所述相应超声数据表示在多个不同时间点的包括至少一个目标的对象;

基于所述多个时间点的相应超声数据之间的对应性获取表示在所述多个不同时间点的所述至少一个目标的变化第一信息;

显示包括示出第一信息的诊断图像的屏幕图像。

超声图像显示设备和显示超声图像的方法

[0001] 本申请要求分别于 2014 年 8 月 29 日在美国专利商标局提交的第 62/043,773 号美国临时专利申请的权益以及于 2014 年 10 月 17 日在韩国知识产权局提交的第 10-2014-0141201 号韩国专利申请的权益,所述申请的公开通过整体引用而包含于此。

技术领域

[0002] 本发明的一个或更多个实施例涉及一种超声图像显示设备和显示超声图像的方法,更具体地讲,涉及一种通过其容易地诊断包括在对象中的目标随时间的变化的超声图像显示设备和显示超声图像的方法。

背景技术

[0003] 超声诊断设备向对象发射由探头的换能器产生的超声信号,并接收关于从对象反射的回波信号的信息,从而获得对象内部的一部分的图像。具体地讲,超声诊断设备用于医学目的(诸如对对象的内部的观察、对对象内部的异物的检测以及对对象的损伤的诊断)。与 X-射线设备相比,这样的超声诊断设备具有各种优点,包括稳定性、实时显示性和安全性(由于没有暴露到放射源),因此,超声诊断设备常与其它图像诊断设备一起使用。

[0004] 需要一种通过其能够有效地显示由超声诊断设备获取的超声数据的超声图像显示设备和显示超声图像的方法。

发明内容

[0005] 本发明的一个或更多个实施例包括一种超声图像显示设备和显示超声图像的方法,通过所述设备和方法可容易地诊断对象随时间的变化。具体地讲,一个或更多个示例性实施例包括一种超声图像显示设备和显示超声图像的方法,当需要以时间间隔观察对象时,用户通过所述设备和方法能够容易地观察在随后的时间点对象中的变化。

[0006] 将在以下描述中部分地阐述其他方面的内容,部分内容通过所述描述将变得明显可知,或者可通过对所描述的实施例的实施而了解。

[0007] 根据本发明的一个或更多个实施例,一种超声图像显示设备包括图像处理器和显示器,所述图像处理器获取多个时间点的相应超声数据,并基于所述多个时间点的相应超声数据之间的对应性来获取第一信息,其中,所述相应声数据表示在多个不同时间点包括至少一个目标的对象,第一信息表示所述至少一个目标在所述多个不同时间点的变化;所述显示器显示包括示出第一信息的诊断图像的屏幕图像。

[0008] 诊断图像可以是显示为使所述至少一个目标在所述多个不同时间点的状态可以彼此区分开的超声图像。

[0009] 所述多个时间点的相应超声数据可包括通过在第一时间点扫描对象获取的第一超声数据和通过在第二时间点扫描对象获取的第二超声数据。

[0010] 诊断图像可以是重叠地显示第一目标图像和第二目标图像的超声图像,所述第一目标图像基于第一超声数据描绘所述至少一个目标,所述第二目标图像基于第二超声数据

描绘所述至少一个目标。

[0011] 所述第一目标图像和第二目标图像在显示在诊断图像中时可以被彼此区分开。

[0012] 在诊断图像中可以突出所述第一目标图像和第二目标图像之间的差异。

[0013] 图像处理器可基于第一超声数据获取所述至少一个目标的第一尺寸,并基于第二超声数据获取至少一个目标的第二尺寸。

[0014] 显示器还可显示从第一尺寸的尺寸信息、第二尺寸的尺寸信息以及基于第一尺寸和第二尺寸获得的表示所述至少一个目标的尺寸变化的信息中选择的至少一个。

[0015] 显示器还可显示关于多个不同时间点的所述至少一个目标随时间的尺寸变化的显示信息。

[0016] 图像处理器可通过将第二超声数据变换为与第一超声数据对准来获取第二配准数据,屏幕图像还可包括基于第一超声数据的第一图像以及基于第二配准数据的第二图像。

[0017] 图像处理器可分别对包括在第一超声数据中的多个独立区域以及包括在第二超声数据中的多个独立区域进行分割,分别检测包括在第一超声数据中的多个独立区域中的每个和包括在第二超声数据中的多个独立区域中的每个的参考点,将包括在第一超声数据中的多个参考点中的第一参考点与包括在第二超声数据中的多个参考点中的第二参考点进行匹配,并基于第一参考点和第二参考点之间的匹配来对第一超声数据和第二超声数据执行图像配准。

[0018] 图像处理器可通过使用迭代最近点 (ICP) 算法来将第一参考点与第二参考点进行匹配。

[0019] 图像处理器可检测关于多个独立区域中的每个的体积信息,并基于所述体积信息将第一参考点与第二参考点进行匹配。

[0020] 图像处理器可通过基于体积信息将权重施加到多个参考点中的每个来将第一参考点与第二参考点进行匹配。

[0021] 图像处理器可通过使用从互信息、关联系数、图像比率一致性、划分强度一致性中的至少一个来针对第一超声图像和第二超声图像进行图像配准。

[0022] 图像处理器可通过随机抽样一致性 (RANSAC) 来对第一超声数据和第二超声数据执行图像配准。

[0023] 图像处理器可分别对包括在第一超声数据中的多个独立区域和包括在第二超声数据中的多个独立区域进行分割,将包括在第一超声数据和第二超声数据中的每个中的多个独立区域中的至少一个作为关于所述至少一个目标的作为独立区域的至少一个目标区域进行检测。

[0024] 图像处理器可检测多个独立区域中的每个的尺寸,并基于所述尺寸检测目标区域。

[0025] 对象可以是卵巢,所述至少一个目标可包括在卵巢中包含的多个卵泡中的诱发排卵所针对的卵泡。

[0026] 对象可以是包括子宫的腹部的一部分,所述至少一个目标可包括在子宫内或子宫外的至少一部分中产生的至少一个肿瘤。

[0027] 超声图像显示设备还可包括存储所述多个时间点的相应超声数据的存储器。

[0028] 屏幕图像可包括基于所述多个时间点的相应超声数据获得的多个时间点的相应超声图像,所述多个时间点的相应超声图像可以以对象被扫描的时间点的顺序布置。

[0029] 第一信息可以表示从所述多个不同时间点的所述至少一个目标的尺寸、位置和数量中选择的至少一个的变化。

[0030] 图像屏幕还可包括目标变化数值信息,所述目标变化数值信息数字地表示从所述至少一个目标的尺寸、位置和数量中选择的至少一个的变化。

[0031] 目标变化数值信息可包括从表示所述至少一个目标的尺寸的面积、体积、长轴长度、短轴长度、半径、直径和周长选择的至少一个的值。

[0032] 目标变化数值信息可包括从所述至少一个目标的面积、体积、长轴长度、短轴长度、半径、直径和周长选择的至少一个的值的变化的。

[0033] 图像处理器可基于所述多个时间点的相应超声数据获取多个时间点的相应超声图像,并对所述多个时间点的相应超声图像中的每个设置权重。所述诊断图像可以是分别被设置了权重的所述多个时间点的相应超声图像彼此重叠地显示的图像。

[0034] 超声图像显示设备还可包括从外部源接收所述多个时间点的相应超声数据的通信器。

[0035] 根据本发明的一个或更多个实施例,一种显示超声图像的方法包括:获取多个时间点的相应超声数据,其中,所述超声数据表示在所述多个不同时间点的包括至少一个目标的对象;基于所述多个时间点的相应超声数据之间的对应性获取表示所述不同时间点的所述至少一个目标的变化变化的第一信息;显示包括示出第一信息的诊断图像的屏幕图像。

附图说明

[0036] 从以下结合附图对实施例进行的描述,这些和/或其它方面将变得明显且更易于理解,附图中:

[0037] 图 1 是示出根据本发明的实施例的超声诊断设备的构造的框图;

[0038] 图 2 是示出根据实施例的无线探头的构造的框图;

[0039] 图 3 是本发明的实施例中将被诊断的对象的剖视图;

[0040] 图 4A 示出了正常卵巢的示例;

[0041] 图 4B 示出了多囊卵巢的示例;

[0042] 图 5A 是根据实施例的超声图像显示设备的框图;

[0043] 图 5B 是根据另一实施例的超声图像显示设备的框图;

[0044] 图 6 示出了由根据一些实施例的超声图像显示设备获取的超声数据的示例;

[0045] 图 7 示出了由图 6 的超声数据获取的超声图像;

[0046] 图 8 示出了由根据一些实施例的超声图像显示设备的图像处理器执行的图像配准;

[0047] 图 9 示出了由根据一些实施例的超声图像显示设备的图像处理器获取的诊断图像;

[0048] 图 10 示出了由根据一些实施例的超声图像显示设备的图像处理器获取的诊断图像;

[0049] 图 11 示出了根据一些实施例的超声图像显示设备的显示器的屏幕;

[0050] 图 12 和图 13 示出了根据实施例的超声图像显示设备的图像处理器通过图像配准获取诊断图像的过程；

[0051] 图 14 至图 17 示出了通过使用迭代最近点 (ICP) 算法执行的图像配准；

[0052] 图 18 示出了由根据实施例的超声图像显示设备的图像处理器执行的图像配准的超声数据处理；

[0053] 图 19A 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的屏幕图像；

[0054] 图 19B 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的屏幕图像；

[0055] 图 20A 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的屏幕图像；

[0056] 图 20B 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的屏幕图像；

[0057] 图 21A 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的屏幕图像；

[0058] 图 21B 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的屏幕图像；

[0059] 图 22 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的屏幕图像；

[0060] 图 23 是根据实施例的超声图像显示方法的流程图。

具体实施方式

[0061] 在此使用的包括描述性术语或技术术语的所有术语应该被解释为具有对于本领域中的普通技术人员来说明显的含义。然而,这些术语可根据本领域的普通技术人员的意图、先例或新技术的出现而具有不同含义。此外,可由申请人任意选择一些术语,在这种情况下,将在本发明的具体实施方式中详细描述所选择的术语的含义。因此,应该基于所述术语的含义以及整个说明书的描述来限定在此使用的术语。

[0062] 当部件“包括”或“包含”元件时,除非存在对其相反的特别描述,否则该部件并不排除其它元件,而是还可以包括其它元件。此外,诸如“…单元”、“…模块”等的术语指的是执行至少一个功能或操作的单元,并且所述单元可被实施为硬件、软件或硬件和软件的组合。

[0063] 在整个说明书中,“超声图像”指的是使用超声波获得的对象的图像。此外,“对象”可以是人、动物或人或动物的一部分。例如,对象可以是器官(例如,肝脏、心脏、子宫、脑、胸部或腹部)、血管或其组合。此外,对象可以是人体模型(phantom)。人体模型是指具有与器官的密度、有效原子序数和体积近似相同的密度、有效原子序数和体积的物质。

[0064] 在整个说明书中,“用户”可以是(但不限于)医学专家,例如,医师、护士、医学实验室技术人员或医学成像专家或修理医学设备的技术人员。

[0065] 现在将在下文中参照附图更充分地描述本发明的实施例,其中示出了本发明的说明性的实施例。

[0066] 图 1 是示出根据本发明的实施例的超声诊断设备 1000 的构造的框图。参照图 1, 超声诊断设备 1000 可包括可经由总线 700 彼此连接的探头 20、超声收发器 100、图像处理器 200、通信器 300、存储器 400、输入装置 500 和控制器 600。

[0067] 超声诊断设备 1000 可以是推车式设备或便携式设备。便携式超声诊断设备的示例可包括但不限于图像存档和通信系统(PACS)查看器、智能电话、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)和平板 PC。

[0068] 探头 20 响应于由超声收发器 100 施加的驱动信号而将超声波发送到对象 10 并接

收由对象 10 反射的回波信号。探头 20 包括多个换能器,所述多个换能器响应于电信号而振荡,并产生声能(即,超声波)。此外,探头 20 可有线地或无线地连接到超声诊断设备 1000 的主体。

[0069] 发送器 110 将驱动信号提供给探头 20。发送器 110 包括脉冲产生单元 112、发送延迟器 114 和脉冲器 116。脉冲产生器 112 基于预定脉冲重复频率 (PRF) 而产生用于形成发送超声波的脉冲,发送延迟单元 114 将脉冲延迟确定发送方向性所必需的延迟时间。已被延迟的脉冲分别对应于包括在探头 20 中的多个压电振荡器。脉冲器 116 基于与已被延迟了的每个脉冲对应的时序而将驱动信号(或驱动脉冲)施加到探头 20。

[0070] 接收器 120 通过处理从探头 20 接收的回波信号来产生超声数据。接收器 120 可包括放大器 122、模数转换器 (ADC) 124、接收延迟器 126 和求和器 128。放大器 122 对每个通道中的回波信号进行放大,ADC 124 针对放大后的回波信号执行模数转换。接收延迟器 126 将由 ADC 124 输出的数字回波信号延迟确定接收方向性所必需的延迟时间,求和器 128 通过对由接收延迟器 126 处理的回波信号进行求和来产生超声数据。此外,根据本发明的实施例,接收器 120 可不包括放大器 122。换言之,如果提高探头 20 的灵敏度或 ADC 124 处理位的能力,则可省略放大器 122。

[0071] 图像处理器 200 通过对由超声收发器 100 产生的超声数据进行扫描转换来产生超声图像,并显示该超声图像。超声图像不仅可以是通过以幅度 (A) 模式、亮度 (B) 模式和运动 (M) 模式扫描对象获得的灰阶超声图像,还可以是通过多普勒效应示出对象的运动的多普勒图像。多普勒图像可以是示出血液流动的血流多普勒图像(也称作彩色多普勒图像)、示出组织的运动的组织多普勒图像、或以波形示出对象的运动速度的光谱多普勒图像。

[0072] B 模式处理器 212 从超声数据提取 B 模式分量,并处理 B 模式分量。图像产生器 220 可基于提取的 B 模式分量而产生以亮度指示信号强度的超声图像。

[0073] 相似地,多普勒处理器 214 可从超声数据提取多普勒分量,图像产生器 220 可基于提取的多普勒分量而产生以颜色或波形指示对象的运动的多普勒图像。

[0074] 根据本发明的实施例,图像产生器 220 可通过针对体数据进行体渲染来产生三维 (3D) 超声图像,并还可通过对对象因压力而产生的形变进行成像来产生弹性图像。此外,图像产生器 220 可通过使用文本和图形来显示超声图像中的各种附加信息。此外,可将产生的超声图像存储在存储器 400 中。

[0075] 显示器 230 显示产生的超声图像。显示器 230 经由图形用户界面 (GUI),不仅可将超声图像显示在屏幕图像上,还可将由超声诊断设备 1000 处理的各种信息显示在屏幕图像上。此外,根据本发明的实施例,超声诊断设备 1000 可包括两个或更多个显示器 230。

[0076] 通信器 300 以有线或无线方式连接到网络 30,以与外部装置或服务器通信。通信器 300 可通过 PACS 来与连接到该通信器 300 的医院服务器或医院中的其它医学设备交换数据。此外,通信器 300 可根据医学数字成像和通信 (DICOM) 标准来执行数据通信。

[0077] 通信器 300 可通过网络 30 发送或接收与对象的诊断有关的数据(例如对象的超声图像、超声数据和多普勒数据),并且还可发送或接收由其它医学设备(例如计算机断层扫描 (CT) 设备、磁共振成像 (MRI) 设备或 X 射线设备)捕获的医学图像。此外,通信器 300 可从服务器接收关于病人的诊断历史或医疗日程的信息,并利用接收到的信息来诊断病人。此外,通信器 300 不仅可以执行与服务器或医院的医学设备的数据通信,还可执行与

医师或病人的便携式终端的数据通信。

[0078] 通信器 300 可有线地或无线地连接到网络 30, 以与服务器 32、医学设备 34 或便携式终端 36 交换数据。通信模块 300 可包括用于与外部装置通信的一个或更多个组件。例如, 通信器 300 可包括短距离通信器 310、有线通信器 320 和移动通信器 330。

[0079] 短距离通信器 310 指的是用于在预定距离内进行局域通信的模块。根据本发明的实施例的局域通信技术的示例可包括但不限于无线 LAN、Wi-Fi、蓝牙、ZigBee、Wi-Fi 直连 (WFD)、超宽带 (UWB)、红外数据协会 (IrDA)、蓝牙低功耗 (BLE) 和近场通信 (NFC)。

[0080] 有线通信器 320 指的是用于使用电信号或光信号通信的模块。根据本发明的实施例的有线通信技术的示例可包括通过一对双绞线缆、同轴线缆、光纤线缆和以太网线缆通信。

[0081] 移动通信器 330 将无线信号发送到移动通信网络上的基站、外部终端和服务器中选择的至少一个, 或从移动通信网络上的基站、外部终端和服务器中选择的至少一个接收无线信号。无线信号可以是语音通话信号、视频通话信号或用于发送和接收文本 / 多媒体消息的各种类型的数据。

[0082] 存储器 400 存储由超声诊断设备 1000 处理的各种数据。例如, 存储器 400 可存储与对象的诊断有关的医学数据 (诸如输入或输出的超声数据和超声图像), 并还可存储将在超声诊断设备 1000 中执行的算法或程序。

[0083] 存储器 400 可以是各种存储介质 (例如, 闪速存储器、硬盘驱动器、EEPROM 等) 中的任意存储介质。此外, 超声诊断设备 1000 可利用在线执行存储器 400 的存储功能的 web 存储器或云服务器。

[0084] 输入装置 500 是指用户藉以输入用于控制超声诊断设备 1000 的数据。输入装置 500 可包括硬件组件 (诸如键盘、鼠标、触摸板、触摸屏和滚轮开关)。然而, 本发明的实施例不限于此, 输入装置 500 还可包括各种其它输入单元 (包括心电图 (ECG) 测量模块、呼吸测量模块、语音识别传感器、手势识别传感器、指纹识别传感器、虹膜识别传感器、深度传感器、距离传感器等) 中的任意其它输入单元。

[0085] 控制器 600 可控制超声诊断设备 1000 的所有操作。换言之, 控制器 600 可控制图 1 中示出的探头 20、超声收发器 100、图像处理器 200、通信器 300、存储器 400 和输入装置 500 的操作。

[0086] 探头 20、超声收发器 100、图像处理器 200、通信器 300、存储器 400、输入装置 500 和控制器 600 的全部或部分可被实施为软件模块。然而, 本发明的实施例不限于此, 上述组件中的部分组件可被实施为硬件模块。此外, 从超声收发器 100、图像处理器 200、通信器 300 中选择的至少一个可包括在控制器 600 中。然而, 本发明的实施例不限于此。

[0087] 图 2 是示出根据实施例的无线探头 2000 的构造的框图。如上参照图 1 所述, 无线探头 2000 可包括多个换能器, 并且根据本发明的实施例, 无线探头 2000 可包括图 1 中示出的超声收发器 100 的部分组件或所有组件。

[0088] 根据图 2 中示出的实施例的无线探头 2000 包括发送器 2100、换能器 2200 和接收器 2300。由于以上参照图 1 给出了它们的描述, 因此这里将省略对它们的详细描述。此外, 根据本发明的实施例, 无线探头 2000 可选择性地包括接收延迟单元 2330 和求和单元 2340。

[0089] 无线探头 2000 可将超声信号发送到对象 10、接收来自对象 10 的回波信号、产生超

声数据、并将超声数据无线地发送到图 1 中示出的超声诊断设备 1000。

[0090] 根据本发明的实施例的超声图像显示设备包括能够通过使用由从图 1 的超声诊断设备 1000 和图 2 的无线探头 200 中选择的至少一个获取的超声数据来处理、产生和 / 或显示超声图像的所有医学成像设备。

[0091] 根据本发明的实施例的超声图像显示设备通过使用由对对象执行超声扫描而获取的超声数据而显示第一超声图像,所述第一超声图像包括表示从包括在对象中的至少一个目标的尺寸、位置和数量中选择的至少一个的变化的第一信息。

[0092] 在此使用的对象是需要进行与妇产科疾病有关的检查的身体部分,因此可能是女人的下腹部的一部分。具体地讲,对象可以是包括至少一个卵泡的卵巢。可选地,对象可能是包括至少一个肿瘤的子宫或女人下腹部的包括至少一个肿瘤的部分。可选地,对象可能是包括至少一个异常组织的特定身体部分或特定器官。

[0093] 对包括在对象中的至少一个目标进行有关妇产科疾病的监测需要进行数次。具体地讲,需要多次在多个时间点扫描对象并观察在包括所述多个时间点的时间段内对象有多少变化。例如,为了治愈多囊卵巢综合征,需要在预定时间段内以规定的时间间隔监测卵巢内的变化。作为另一示例,当子宫具有诸如肌瘤的肿瘤时,用户需要以规定的时间间隔来观察子宫内的变化并确定是否治疗肿瘤。此外,当存在需要监测的异常组织时,用户需要以规定的时间间隔观察异常组织中的变化并确定是否治疗异常组织。

[0094] 图 3 是在本发明的实施例中将被诊断的对象的剖视图。

[0095] 参照图 3,子宫 310 位于女人的下腹部中。卵巢 330 通过包括在子宫 310 中的输卵管 320 连接到子宫 310。卵巢 330 包括多个卵泡并根据排卵周期(排卵)从所述多个卵泡中排出一个增大的卵泡。然而,如果增大的卵泡不能从卵巢排出并留在卵巢中,则会产生囊肿(cyst)。当不发生排卵时,月经可能会不规律,导致不孕。因此,为了确定被设置为对象的卵巢和卵巢的排卵是否正常,需要在多个不同的时间点观察卵巢。在这种情况下,对象为卵巢,目标可以是包括在卵巢中的至少一个卵泡。

[0096] 在子宫 310 内可能会产生肿瘤(诸如肌瘤)、或异常组织等。与作为恶性肿瘤的癌组织相比,这样的肿瘤或异常组织可能不需要进行诸如紧急外科手术的行动。然而,这样的肿瘤或异常组织可能会变为女性疾病(例如,不孕),因此,有必要通过监测来观察肿瘤或异常组织在随后的时间点如何变化。

[0097] 具体地讲,可能会在与子宫 310 相邻的身体部分中产生肌瘤,包括在子宫 310 内部的子宫腔内产生黏膜下肌瘤 341、在子宫腔的外部产生肌间肌瘤 342 以及在子宫 310 外部的浆膜上产生黏膜下肌瘤 343。在这种情况下,对象可以是包括子宫 310 的下腹部,目标可以是特定的肌瘤。

[0098] 如上所述,当需要随时间监测包括在对象中的至少一个目标或需要观察所述至少一个目标随时间的变化时,根据本发明的实施例的超声图像显示设备使用户能够在多个不同的时间点容易地确定并诊断目标的变化,从而增加用户的便利。现在将参照图 4A 至图 22 详细描述根据本发明的实施例的超声图像显示设备。

[0099] 现在将对象为包括至少一个卵泡的卵巢并且目标为包括在卵巢中的卵泡的情况作为示例进行描述。具体地讲,图 1 的超声诊断设备 1000 可通过扫描对象(即卵巢)获取关于卵巢的超声数据,用户可基于获取的超声数据诊断卵巢。

[0100] 图 4A 示出了正常卵巢 40 的示例。

[0101] 参照图 4A, 正常卵巢 40 包括大量原始卵泡 (未示出)。当月经周期开始时, 大量原始卵泡中的多个原始卵泡开始生长。在人的情况下, 大约 6-12 个原始卵泡开始生长。所述多个原始卵泡中仅有一个卵泡被选择为优势卵泡 41, 优势卵泡 41 完全生长然后被排出。

[0102] 多囊性卵巢综合征 (PCOS) 是这样一种疾病: 比卵泡的正常数量更多的卵泡在卵巢内生长, 或者即使在许多卵泡生长时卵泡生长得也不足以排出它们的卵子。PCOS 可能会导致不孕。例如, 当对象是人并且在人的卵巢内生长至少 12 个卵泡 (每个卵泡具有 2-9mm 的尺寸) 时, 人可能患有 PCOS。

[0103] 图 4B 示出了多囊卵巢 50 的示例。

[0104] 参照图 4B, 与图 4A 的正常卵巢 40 相比, 多囊卵巢 50 包括多个生长卵泡 51。在多囊卵巢 50 中, 未排出的卵泡可能会形成囊肿 52。

[0105] 在 PCOS 的情况下, 可以通过对病人给予药物来诱发排卵, 使得所述多个生长卵泡 51 中仅一个卵泡排出。在下文中诱发排卵所针对的卵泡将被称作选择的卵泡。选择的卵泡可以是所述多个生长卵泡 51 中的至少一个。在诱发排卵期间诊断选择的卵泡是否正常生长可能是必要的。

[0106] 为了诊断选择的卵泡是否正常生长, 需要随时间监测选择的卵泡的尺寸。在下文中需要被监测的随时间变化的对象的一部分 (例如, 选择的卵泡) 将被称作目标。因此, 包括在卵巢中的至少一个卵泡现在将称为至少一个目标。

[0107] 图 5A 是根据实施例的超声图像显示设备 3000 的框图。图 5A 的超声图像显示设备 3000 可包括在图 1 的超声诊断设备 1000 中。可选地, 图 5A 的超声图像显示设备 3000 可包括在通过网络 30 连接到超声诊断设备 100 的医学设备 34 或便携式终端 36 中。超声图像显示设备 3000 可以是能够获取、处理并显示超声图像的任意成像设备。因此, 尽管没有单独进行描述, 但是上面的描述可应用于包括在图 5A 的超声图像显示设备 3000 中的多个组件。

[0108] 参照图 5A, 超声图像显示设备 3000 包括图像处理器 3100 和显示器 3200。

[0109] 图像处理器 3100 获取多个时间点的各种超声数据, 所述超声数据表示多个不同的时间点的包括至少一个目标的对象。图像处理器 3100 还基于在所述多个时间点获取的各种超声数据之间的对应性 (correspondence) 来获取表示在所述多个不同的时间点所述至少一个目标的变化第一信息。第一信息可包括表示从在所述多个不同时间点所述至少一个目标的尺寸、位置和数量中选择的至少一个的变化的信息。

[0110] 具体地讲, 图像处理器 3100 通过分别在多个不同时间点扫描包括至少一个目标的对象来获取与多个时间点相对应的多种超声数据。图像处理器 3100 还通过执行与所述多个时间点的各种超声数据相关的图像配准, 来获取表示从在所述多个不同时间点所述至少一个目标的尺寸、位置和数量中选择的至少一个的变化的第一信息。对象可以是卵巢, 目标可以是卵泡。具体地讲, 目标可以是需要随时间进行监测的卵泡, 例如, 上述选择的卵泡。

[0111] 例如, 由于病人患有 PCOS, 所以将诱发排卵所针对的卵泡设置为目标, 需要监测选择的卵泡在排卵周期内是否正常生长。在上述示例中, 图像传感器 3100 获取表示在排卵周期中的预定时间段内目标的变化第一信息。

[0112] 具体地讲, 第一信息可以是表示目标状态的变化 (包括目标的尺寸、位置和数量

的变化)的超声图像。当第一信息为超声图像时,第一信息可以是第一超声图像。具体地讲,第一信息可以是通过通过对多个时间点的各种超声数据执行图像配准而获取的第一超声图像。

[0113] 第一信息可包括用数字表示目标的尺寸、位置和数量的变化的数值。具体地讲,第一信息可以是表示目标中的变化的数值,其中,所述目标的变化通过配准的图像获取,所述配准的图像通过对所述多个时间点的各种超声数据执行图像配准而获得。

[0114] 显示器 3200 显示包括示出第一信息的诊断图像的屏幕图像。基于通过对所述多个时间点的各种超声数据执行图像配准获得的配准图像而获取诊断图像,因此,意味着用户可视觉识别第一信息的超声图像。具体地讲,诊断图像可以是显示的超声图像,从而所述多个时间点的所述至少一个目标的状态可彼此区分开。稍后将参照图 10 和图 11 详细描述示出第一信息的诊断图像。

[0115] 现在将描述以下示例性情况:由图像处理器 3100 获取的所述多个时间点的各种超声数据包括第一超声数据和第二超声数据,第一超声数据通过在第一时间点扫描对象而获取,第二超声数据通过在第二时间点扫描对象而获取。换言之,现在将描述以下示例性情况:使用通过在第一时间点和第二时间点(不同于第一时间点)扫描对象而分别获取的各种超声数据来获取第一信息。

[0116] 具体地讲,显示在显示器 3200 上的诊断图像可以是超声图像,在所述超声图像中,基于第一超声数据的所述至少一个目标的第一目标图像和基于第二超声数据的所述至少一个目标的第二超声目标图像重叠地显示。

[0117] 图 5B 是根据另一实施例的超声图像显示设备 3050 的框图。与图 5A 的超声图像显示设备 3000 相比,图 5B 的超声图像显示设备 3050 还可包括通信器 3300 和存储器 3400。包括在超声图像显示设备 3050 中的组件可通过总线 3500 彼此连接。

[0118] 通信器 3300 可从外部信源接收多个时间点的各种超声数据。具体地讲,当超声图像显示设备 3050 不通过超声扫描获取多个时间点的各种超声数据时,超声图像显示设备 3050 可从外部超声诊断设备(未示出)接收通过在不同时间点扫描对象而获取的多个时间点的各种超声数据。

[0119] 具体地讲,通信器 3300 可接收第一超声数据和第二超声数据。通信器 3300 可同时或不同时接收第一超声数据和第二超声数据。通信器 3300 可从图 1 的超声诊断设备 1000 或服务器 32 接收第一超声数据和第二超声数据。

[0120] 存储器 3400 可存储从第一超声数据和第二超声数据选择的至少一个超声数据。

[0121] 第一超声数据和第二超声数据中的每个可指由离散图像元素(例如,二维(2D)图像中的像素和三维(3D)图像中的体素)形成的多维数据。第一超声数据和第二超声数据中的每个可以由体素形成的体数据。每个体素可对应于体素值,体素值可以是亮度和/或颜色信息。

[0122] 图 6 示出了由根据一些实施例的超声图像显示设备获取的超声数据的示例。在图 6 中,标号 62、64、66 分别表示彼此相交的矢状位、冠状位和轴位。在图 6 中,轴向指示超声信号相对于图 1 的超声探头 20 的换能器传输的方向,横向指示扫描线运动的方向,垂直方向是 3D 超声图像的深度方向并指示帧(即,扫描平面)运动的方向。

[0123] 现在将描述以下情况作为示例:根据本发明的实施例的超声图像显示设备是图

5B 的超声图像显示设备 3050。

[0124] 图 7 示出了从如图 6 的超声数据而获取的超声图像。

[0125] 参照图 7, 可从作为体数据的超声数据获取多个超声图像 72、74、76 和 78。超声图像 72、74 和 76 可以是通过通过对包括在体数据中的截面进行成像而获得的截面图像, 超声图像 78 是通过通过对体数据进行体渲染而获得的 3D 超声图像。例如, 超声图像 72、74 和 76 可分别表示图 6 的矢状位 62、冠状位 64 和轴位 66 的图像。

[0126] 从关于卵巢的超声数据获取的 3D 超声图像 78 示出了呈球状的多个卵泡或囊肿。在 3D 超声图像 78 中均呈球状的多个卵泡图像中最大的卵泡图像 71 可以是选择的卵泡、诱发排卵的多囊卵巢的图像。

[0127] 超声图像 72、74 和 76 中的圆形深色区域可以是卵泡或囊肿的图像, 这是因为在超声数据中的卵泡或囊肿区域的亮度低。在每一个超声图像 72、74 和 76 中最大的卵泡图像 71 可以是选择的卵泡的截面图像。

[0128] 为了诊断选择的卵泡是否正常生长, 可使用通过在不同时间点扫描对象所获取的各个超声数据。然而, 由于在不同的时间点扫描对象, 所以图 1 的扫描对象的探头 20 的位置会改变。因此, 在不同时间点获取的各个超声数据是在不同的坐标系中获取的, 因此, 各个超声数据的坐标系是不同的。可能存在这样的离群值 (outlier): 该离群值存在于在不同时间点获取的各个超声数据中的一个数据中而不存在于其它超声数据中。卵泡的尺寸可能随时间变化。这些因素可能导致难以通过使用超声数据诊断选择的卵泡是否正常生长。根据本发明的实施例的超声图像显示设备 3000 和 3050 克服了诊断中的难点, 因此, 通过对多个时间点的各个超声数据进行图像配准来获取第一信息, 并显示第一信息, 从而用户可容易地确定目标中的变化并容易地诊断对象。

[0129] 图 8 示出了由根据一些实施例的超声图像显示设备的图像处理器执行的图像配准。

[0130] 参照图 8, 第一超声数据 4000 可包括多个第一独立区域 SA1, 第二超声数据 5000 可包括多个第二独立区域 SA2。通过在第一时间点扫描对象来获得第一超声数据 4000, 通过与与第一时间点不同的第二时间点扫描对象来获得第二超声数据 5000。尽管图 8 示出了第一超声数据 4000 和第二超声数据 5000 是 2D 数据, 但是这是为了便于解释和说明的示例。第一超声数据 4000 和第二超声数据 5000 中的每一个可以是体数据。

[0131] 第一独立区域 SA1 和第二独立区域 SA2 中的每个可以是具有在预定范围内变化的体素值的体素组。当超声数据 4000、5000 是关于卵巢的数据时, 超声数据 4000、5000 内的卵泡或囊肿的区域具有低亮度, 因此, 与超声数据 4000、5000 对应的体素可具有低体素值。第一独立区域 SA1 和第二独立区域 SA2 中的每一个可以是具有比阈值小的体素值的体素组。换言之, 第一独立区域 SA1 和第二独立区域 SA2 中的每个可以是与卵泡或囊肿相对应的体素组。

[0132] 第一超声数据 4000 的第一独立区域 SA1 中的一个可以是第一目标区域 4010, 第二超声数据 5000 的第二独立区域 SA2 中的一个可以是第二目标区域 5010。第一目标区域 4010 和第二目标区域 5010 中的每一个均是将被监测随时间的变化的目标的目标的独立区域。具体地讲, 第一目标区域 4010 表示预定目标在第一时间点的状态, 第二目标区域 5010 表示所述预定目标在第二时间点的状态。目标可以是包括在图 4B 的多囊卵巢 50 中的卵泡中诱

发排卵所针对的选择的卵泡。将被监测的目标可以是至少一个卵泡,但是,为了便于解释,图 8 和下面描述的附图示出了目标为一个卵泡(具体地说,一个选择的卵泡)的情况。

[0133] 由于通过在不同时间扫描对象来获取第一超声数据 4000 和第二超声数据 5000,所以第一超声数据 4000 和第二超声数据 5000 是在不同的坐标系中获取的。这是因为,由于在不同的时间扫描对象,所以图 1 的扫描对象的探头 20 的位置可能改变。

[0134] 图 5B 的图像处理器 3100 对第一超声数据 4000 和第二超声数据 5000 执行图像配准。图像配准是将第一超声数据 4000 和第二超声数据 5000 变换到一个坐标系中的过程。图像处理器 3100 可通过变换第二超声数据 5000 来获取第二配准数据 5100,从而将第二超声数据 5000 与第一超声数据 4000 配准。另一方面,图像处理器 3100 可通过变换第一超声数据 4000 来获取第一配准数据(未示出),从而将第一超声数据 4000 与第二超声数据 5000 配准。现在将变换第二超声数据 5000 以与第一超声数据 4000 配准的情况作为示例进行描述。可通过各种图像处理技术来执行图像配准。例如,图像处理器 3100 可通过固定第一超声数据 4000 并在空间上将第二超声数据 5000 配准为与第一超声数据 4000 对准而获取第二配准数据 5100。可选地,图像处理器 3100 可通过将第一超声数据 4000 固定在第二超声数据 5000 上并执行线性变换(诸如平移和旋转)来获取第二配准数据 5100。

[0135] 当配准第一超声数据 4000 和第二超声数据 5000 时,可配准第一独立区域 SA1 和第二独立区域 SA2 中的至少一对独立区域 SA1 和 SA2。具体地说,可配准第一目标区域 4010 和第二目标区域 5010。换言之,第一目标区域 4010 和第二目标区域 5010 可彼此重叠。

[0136] 第一目标区域 4010 可以是第一独立区域 SA1 中最大的,第二目标区域 5010 也可能是第二独立区域 SA2 中最大的。可选地,目标区域 4010 和 5010 可以是已被配准的多对第一独立区域 SA1 和第二独立区域 SA2 中体积变化最大的一对独立区域 SA1 和 SA2。

[0137] 图 9 示出了由根据一些实施例的超声图像显示设备的图像处理器获取的诊断图像 6000。

[0138] 参照图 8 和图 9,基于已配准的第一超声数据 4000 和第二超声数据 5000 来获取诊断图像 6000。诊断图像 6000 可以是基于第一超声数据 4000 和第二配准数据 5100 而获得的体渲染图像。可选地,诊断图像 6000 可以是第一超声数据 4000 和第二配准数据 5100 获取的截面图像。

[0139] 具体地说,诊断图像 6000 表示从所述多个不同的时间点的至少一个目标的尺寸、位置和数量中选择的至少一个的变化的第一信息。

[0140] 具体地说,诊断图像 6000 可包括成对的配准独立区域 SA1 和 SA2 中的多个图像 S1。多个图像 S1 中的每个可以是一对配准的独立区域 SA1 和 SA2 的图像。图像处理器可执行图像处理以使图像 S1 可区分地显示。可选地,图像处理器可执行图像处理,从而可区分地显示作为一对配准独立区域 SA1 和 SA2 的第一独立区域 SA1 和第二独立区域 SA2。例如,诊断图像 6000 中成对的配准独立区域 SA1 和 SA2 的多个图像 S1 可通过轮廓线、颜色或图案等而区分开。

[0141] 具体地说,诊断图像 6000 可包括第一目标图像 4020 和第二目标图像 5020。在诊断图像 6000 中,第一目标图像 4020 和第二目标图像 5020 可彼此重叠。第一目标图像 4020 是目标的基于第一超声数据 4000 的图像。换言之,第一目标图像 4020 可以是目标的基于第一目标区域 4010 的体素值的图像。类似地,第二目标图像 5020 是目标的基于第二超声

数据 5000 的图像。换言之,第二目标图像 5020 可以是目标的基于第二目标区域 5010 的体素值的图像。

[0142] 参照图 9,如上所述,在诊断图像 6000 中,与目标(包括在卵巢中的特定卵泡)在第一时间点的状态相对应的第一目标图像 4020 与目标在第二时间点的状态相对应的第二目标图像 5020 被配准并重叠。因此,用户可从诊断图像 6000 容易地识别目标在第一时间点和第二时间点之间的变化。尽管在图 9 和下面描述的附图中示出了 2D 诊断图像,但是可使用 3D 诊断图像。

[0143] 图像处理器可执行图像处理,从而可在诊断图像 6000 中区分地显示第一目标图像 4020 和第二目标图像 5020。例如,在诊断图像 6000 中,第一目标图像 4020 和第二目标图像 5020 可通过不同的颜色、不同类型的轮廓线或不同类型的图案而彼此区分。

[0144] 可选地,图像处理器可执行图像处理,从而在诊断图像 6000 中强调第一目标图像 4020 和第二目标图像 5020 之间的差异。例如,可以使用与其它部分的颜色不同的颜色来突出诊断图像 6000 的与所述差异对应的部分。

[0145] 这样,根据一些实施例的超声图像显示设备使用户直观地、容易地识别对象随时间的变化。因此,用户可容易地识别对象随时间的变化或包括在对象中的目标随时间的变化。当目标为包括在多囊卵巢中的诱发排卵所针对的卵泡时,根据一些实施例的超声图像显示设备使得用户容易地识别选择的卵泡的尺寸随时间的变化,因此容易地诊断选择的卵泡是否随时间正常生长。

[0146] 图 10 示出了由根据一些实施例的超声图像显示设备的图像处理器获取的诊断图像 6001。

[0147] 参照图 8 和图 10,图像处理器可基于第一超声数据 4000 获取目标的第一尺寸,并基于第二超声数据 5000 获取目标的第二尺寸。具体地说,可分别基于第一目标区域 4010 和第二目标区域 5010 获取目标的第一尺寸和第二尺寸。第一尺寸可以是第一目标区域 4010 的体积、长轴长度、短轴长度、半径、直径、截面面积中选择的至少一个,第二尺寸可以是第二目标区域 5010 的体积、长轴长度、短轴长度、半径、直径和截面面积中选择的至少一个。

[0148] 图 5B 的显示器 3200 可显示第一目标图像 4021 和第二目标图像 5021 重叠地显示的诊断图像 6001,并且还可显示目标的尺寸信息 6030。目标的尺寸信息 6030 可包括第一尺寸和第二尺寸。尺寸信息 6030 还可包括关于目标的尺寸随时间的变化的信息。例如,关于目标的尺寸随时间的变化的信息可以是第一尺寸和第二尺寸之间的差异或基于第一尺寸和第二尺寸的尺寸变化率。

[0149] 图 11 示出了根据实施例的超声图像显示设备的显示器的屏幕 3201。

[0150] 参照图 8 和图 11,第一图像 4003 和第二图像 5003 可以与诊断图像 6003 一起显示在显示器的屏幕 3201 上。在诊断图像 6003 中,第一目标图像 4023 和第二目标图像 5023 彼此重叠。基于多个时间点的各个配准的超声数据(具体地说,基于第一超声数据 4000 和第二配准数据 5100)来获取第一图像 4003 和第二图像 5003,并且第一图像 4003 和第二图像 5003 是在同一坐标系中显示的多个时间点的各个超声图像。具体地说,第一图像 4003 包括作为基于第一超声数据 4000 的图像的第一目标图像 4022,第二图像 5003 包括作为基于第二配准数据 5100 的图像的第二目标图像 5022。可通过对第一超声数据 4000 进行体渲染

来获得第一图像 4003,并且可通过对第二配准数据 5100 进行体渲染来获得第二图像 5003。可选地,第一图像 4003 可以是第一超声数据 4000 中的包括第一目标区域 4010 的截面的截面图,第二图像 5003 可以是第二配准数据 5100 中的包括第二目标区域 5010 的截面的截面图。第一目标区域 4010 和第二配准数据 5100 中的第二目标区域 5010 的各个截面中的每个可以通过配准第一超声数据 4000 和第二超声数据 5000 而获得的图像的截面。

[0151] 如图 11 中所示,第一图像 4003 和第二图像 5003 可同时显示在屏幕 3201 上。可选地,第一图像 4003 和第二图像 5003 可顺序地显示在屏幕 3201 上。当通过在第一时间点扫描对象而获得第一超声数据 4000 并通过在第一时间点之后的第二时间点扫描对象而获得第二超声数据 5000 时,可首先显示第一图像 4003,然后可显示第二图像 5003。

[0152] 这样,根据一些实施例的超声图像显示设备通过显示通过使第一超声数据和第二超声数据配准而获得的诊断图像,来使用户直观并容易地识别对象随时间的变化。

[0153] 图 12 和图 13 示出了根据实施例的超声图像显示设备的图像处理器通过图像配准获取诊断图像的过程。

[0154] 参照图 12,图 5B 的图像处理器 3100 可通过分别划分第一超声数据 7000 和第二超声数据 8000,来分别检测多个独立区域 1a-5a 和多个独立区域 1b-7b。尽管图 12 示出了第一超声数据 7000 和第二超声数据 8000 为 2D 数据,但是这是为了便于解释和说明的示例。第一超声数据 7000 和第二超声数据 8000 中的每个可以是体数据。

[0155] 第一超声数据 7000 可包括多个独立区域 1a-5a,第二超声数据 8000 可包括多个独立区域 1b-7b。独立区域 1a-5a 和 1b-7b 中的每个可以是与卵泡或囊肿相对应的像素组或体素组。图像处理器可基于像素的像素值或体素的体素值来划分第一超声数据 7000 和第二超声数据 8000。独立区域 1a-5a 和 1b-7b 中的每个可以是由具有在预定范围内变化的体素值的体素组形成的区域。图像处理器可在第一超声数据 7000 中标记独立区域 1a-5a、在第二超声数据 8000 中标记独立区域 1b-7b,以使独立区域 1a-5a 与独立区域 1b-7b 区分开。

[0156] 图像处理器 3100 可通过随机抽样一致 (RANSAC) 算法对第一超声数据和第二超声数据执行图像配准。RANSAC 是随机选择各种样本数据然后从随机选择的各种样本数据中选择达到最大一致性的各种样本数据的方法。可通过 RANSAC 去除离群值。离群值可以存在于第一超声数据中而不存在于第二超声数据中,或者存在于第二超声数据中而不存在于第一超声数据中。在图 12 中,第二超声数据 8000 的独立区域 7b 对应于离群值。离群值可降低图像配准的准确性。因此,可通过经由 RANSAC 去除离群值来使图像配准的精确性提高。

[0157] 除了离群值之外,图像处理器可针对包括在第一超声数据 7000 中的独立区域 1a-5a 检测参考点 11a-15a,并针对包括在第二超声数据 8000 中的独立区域 1b-6b 检测参考点 11b-16b。参考点 11a-15a 和 11b-16b 可以分别是独立区域 1a-5a 和 1b-6b 的形心点或均值点。

[0158] 图像处理器可针对独立区域 1a-5a 和 1b-6b 中的每个获取体信息。例如,体信息可包括独立区域 1a-5a 和 1b-6b 中的每个的体积、长轴长度、短轴长度和形状等中的至少一个。

[0159] 参照图 12 和图 13,图像处理器可将第一超声数据 7000 和第二超声数据 8000 配准,从而获取第二配准数据 8100,其中,在第二配准数据 8100 中,第二超声数据 8000 被转换

为与第一超声数据 7000 配准。可基于在包括在第一超声数据 7000 中的第一参考点 11a-15a 和包括在第二超声数据 8000 中的第二参考点 11b-16b 之间进行匹配来获得第二配准数据 8100。

[0160] 图像处理器可基于第一超声数据 7000 和第二配准数据 8100 来获得诊断图像 9000。在诊断图像 9000 中,第一目标图像 9100 和第二目标图像 9200 可彼此重叠。由于上面关于诊断图像的描述全部适用于诊断图像 9000,所以不再赘述。

[0161] 图像处理器可分别从第一超声数据 7000 的所述多个独立区域 1a-5a 检测目标区域 2a 并从第二超声数据 8000 的所述多个独立区域 1b-7b 检测目标区域 5b,其中,目标区域 2a 和目标区域 5b 是目标的独立区域。第一超声数据 7000 和第二超声数据 8000 的各个目标区域 2a 和 5b 可分别对应于图 8 的第一目标区域 4010 和第二目标区域 5010。因此,由于以上关于第一目标区域 4010 和第二目标区域 5010 的描述全部适用于目标区域 2a 和 5b,因此不再赘述。

[0162] 可基于关于独立区域 1a-5a 和 1b-6b 中的每个的体信息来检测目标区域 2a 和 5b。例如,可基于独立区域 1a-5a 和 1b-6b 的形状以及独立区域 1a-5a 和 1b-6b 的体积来检测目标区域 2a 和 5b。可选地,可在图像配准完成之后检测目标区域 2a 和 5b。

[0163] 图像处理器可通过使用迭代最近点 (ICP) 算法来对第一超声数据 7000 和第二超声数据 8000 执行图像配准。

[0164] 图 14-17 示出了使用 ICP 执行的图像配准。

[0165] 参照图 14,图像处理器可从第二超声数据 8000 的参考点 11b-16b 中检测离第一超声数据 7000 的参考点 11a-15a 中的每个最近的参考点,并将检测的最近参考点与参考点 11a-15a 进行匹配。

[0166] 第一超声数据 7000 的参考点 11a、12a、13a 和 15a 可以与第二超声数据 8000 的参考点 11b-16b 中离其最近的参考点 11b 进行匹配,第一超声数据 7000 的参考点 14a 可以与第二超声数据 8000 的参考点 11b-16b 中离其最近的参考点 15b 进行匹配。

[0167] 当将第一超声数据 7000 的参考点 11a-15a 中的每个与第二超声数据 8000 的参考点 11b-16b 中的一个进行匹配时,图像处理器可基于参考点之间的距离和参考点之间的体信息来执行匹配。图像处理器可通过基于体信息将权重施加到多个参考点中的每个来匹配参考点。例如,施加到第二超声数据的具有与第一超声数据的参考点的体信息相似的体信息的参考点的权重可以比施加到其它参考点的权重大。另一方面,施加到第二超声数据的具有与第一超声数据的参考点的体信息不相似的体信息的参考点的权重可以比施加到其它参考点的权重小。换言之,可对多个参考点施加不同的权重。可基于关于与参考点相对应的独立区域的各个体信息来确定分别施加到参考点的权重。

[0168] 图像处理器可基于匹配结果来变换第二超声数据。例如,图像处理器可基于匹配结果来获得第二超声数据的平移度和 / 或旋转度,因此可对第二超声数据执行线性变换。

[0169] 图 15 示出了第一超声数据 7000 的参考点 11a-15a 和第二超声数据 8000 的已通过根据图 14 示出的匹配结果进行变换而获得的参考点 11b-16b。

[0170] 参照图 15,图像处理器可将第二超声数据 8000 的参考点 11b-16b 中分别离第一超声数据 7000 的参考点 11a-15a 最近的参考点与参考点 11a-15a 中的每个进行匹配。

[0171] 第一超声数据 7000 的参考点 11a 和 12a 可与第二超声数据 8000 的参考点 11b 进

行匹配,第一超声数据 7000 的参考点 13a 和 15a 可与第二超声数据 8000 的参考点 12b 进行匹配,第一超声数据 7000 的参考点 14a 可与第二超声数据 8000 的参考点 15b 进行匹配。

[0172] 图像处理器可基于匹配结果再次对第二超声数据 800 进行变换。

[0173] 图 16 示出了第一超声数据 7000 的参考点 11a-15a 和第二超声数据 8000 中已通过根据图 15 中示出的匹配结果进行变换而获得的参考点 11b-16b。

[0174] 参照图 16,图像处理器可再次将第二超声数据 8000 的参考点 11b-16b 中分别离第一超声数据 7000 的参考点 11a-15a 最近的参考点与参考点 11a-15a 中的每个进行匹配。第一超声数据 7000 的参考点 11a、12a、13a、14a 和 15a 可分别与第二超声数据 8000 的参考点 11b、15b、12b、16b 和 13b 匹配。图像处理器可根据匹配结果再次对第二超声数据进行变换。

[0175] 图 17 示出了第一超声数据 7000 的参考点 11a-15a 和第二超声数据 8000 中已通过根据图 16 中示出的匹配结果进行变换而获得的参考点 11b-16b。

[0176] 参照图 17,第一超声数据 7000 的参考点 11a-15a 中的每个均与第二超声数据 8000 的参考点 11b-16b 中的一个相一致。因此,第一超声数据和第二超声数据的图像配准完成。

[0177] 返回参照图 13,在图像配准完成之后,图像处理器可分别从第一超声数据 7000 的所述多个独立区域 1a-5a 检测目标区域 2a 并从第二配准数据 8100 的所述多个独立区域 1b-7b 检测目标区域 5b。可基于关于独立区域 1a-5a 和 1b-6b 中的每个的体信息来检测目标区域 2a 和 5b。例如,可基于从独立区域 1a-5a 和 1b-6b 的形状、体积或体积变化中选择的至少一个来检测目标区域 2a 和 5b。

[0178] 图 18 示出了由根据实施例的超声图像显示设备的图像处理器执行的用于图像配准的超声数据处理。

[0179] 参照图 18,为了使第一超声数据 7000 和第二超声数据 8000 配准,图像处理器可通过对第二超声数据 8000 进行各种变换来获取第二超声数据集 8000、8001、8002 和 8003。可通过对第二超声数据 8000 进行空间变换或线性变换来获取第二超声数据集 8000、8001、8002 和 8003。图像处理器可通过使用 ICP 来对第一超声数据 7000 和包括在第二超声数据集 8000、8001、8002 和 8003 中的每个中的变换的第二超声数据执行图像配准。

[0180] 当第一超声数据 7000 和第二超声数据 8000 极大程度上未对齐时,在经 ICP 进行参考点匹配的过程中会发生错误,因此会降低图像配准的准确度。因此,当对第二超声数据 8000 进行各种变换,然后与第一超声数据 7000 配准时,可提高图像配准的精确度。

[0181] 这样,图像处理器可通过 ICP 对第一超声数据和第二超声数据执行图像配准。图像处理器可通过除了 ICP 之外的各种图像配准方法对第一超声数据执行图像配准。例如,可使用互信息、相关系数、图像比率一致性或划分强度一致性来执行图像配准。

[0182] 图 19A 和图 19B 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的屏幕图像。具体地说,图 19A 示出了在图 5B 的显示器 3200 上显示的屏幕图像 1901。图 19B 示出了在图 5B 的显示器 3200 上显示的屏幕图像 1950。

[0183] 图像处理器 3100 可基于多个时间点的各种超声数据产生多个时间点的各个超声图像。图 19A 和图 19B 示出了使用通过在三个不同时间点(第一时间点、第二时间点和第三时间点)扫描对象获取的超声数据的情况。

[0184] 具体地说,参照图 19A,图像处理器 3100 通过使用通过在第一时间点扫描对象获取的第一超声数据来获取第一图像 1910,并通过使用通过在第二时间点扫描对象获取的第二超声数据来获取第二图像 1911,并通过使用通过在第三时间点扫描对象获取的第三超声数据来获取第三图像 1912。图像处理器 3100 可通过对第一超声数据、第二超声数据和第三超声数据执行图像配准来获取包括第一信息的至少一个诊断图像,即,诊断图像 1941 和 1942。

[0185] 显示在显示器 3200 上的屏幕图像 1901 可包括分别基于多个时间点的相应超声数据而获取的超声图像 1910、1911 和 1912。各个超声图像 1910、1911 和 1912 可按照对象被扫描的多个时间点的升序或降序布置。具体地说,所述时间点可被布置在屏幕图像 1901 的轴 1920 上,图像可被布置在其另一轴 1921 上。

[0186] 参照图 19A,通过在 2014 年 7 月 1 日(第一时间点)扫描对象获取的第一图像 1910 包括表示目标的目标区域 1931。通过在 2014 年 7 月 11 日(第二时间点)扫描对象获取的第二图像 1911 包括表示目标的目标区域 1932。通过在 2014 年 7 月 21 日(第三时间点)扫描对象获取的第三图像 1912 包括表示目标的目标区域 1933。如图 19A 中所示,第一图像 1910、第二图像 1911 和第三图像 1912 可被布置在屏幕图像 1901 的第一排上。通过将第一图像 1910 和第二图像 1911 配准而获取的诊断图像 1941 和通过将第二图像 1911 和第三图像 1912 配准而获取的诊断图像 1942 可被布置在屏幕图像 1901 的第二排上。

[0187] 用户可容易地确定屏幕图像 1901 的两个不同时间点之间目标的变化。

[0188] 在此将不重复图 19B 的与以上参照图 19A 给出的描述相同的描述。

[0189] 参照图 19B,图像处理器 3100 可产生显示在第一时间点、第二时间点和第三时间点处目标的状态的变化的诊断图像 1960。

[0190] 具体地说,图像处理器 3100 可以对第一图像 1910、第二图像 1911 和第三图像 1912 执行图像配准,并获取已被配准的第一图像 1910、第二图像 1911 和第三图像 1912 彼此重叠并显示的诊断图像 1960。

[0191] 因此,在包括在屏幕图像 1950 中的诊断图像 1960 中,与表示第一时间点处的目标的第一目标区域 1931 相对应的第一目标区域 1943、与表示第二时间点处的目标的第二目标区域 1932 相对应的第二目标区域 1944 以及与表示第三时间点处的目标的第三目标区域 1933 相对应的第三目标区域 1945 彼此重叠并显示。用户可通过屏幕图像 1950 容易地确定目标随时间的变化。

[0192] 图 20A 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的屏幕图像。具体地说,图 20A 示出了显示在显示器 3200 上的屏幕图像。

[0193] 图像处理器 3100 可基于多个时间点的各个配准的超声数据来获取多个时间点的各个超声图像,并对所述多个时间点的各个超声图像中的每个设置权重。权重为施加到相应的时间点的超声图像的值,以使所述相应的超声图像较明显或较不明显地显示在诊断图像上。权重可以由用户或图像处理器 3100 设置。诊断图像 6003 可以是通过将各个权重施加到多个时间点的各个超声图像而加权的多个时间点的各个超声图像彼此重叠并显示的图像。图 20A 和图 20B 示出了用户设置权重的情况。

[0194] 具体地说,图 20A 示出了用于分别设置将施加到第一图像 4003 和第二图像 5003 的权重的用户界面(UI)图像 2010。图 20B 示出了用于同时设置将施加到第一图像 4003 和

第二图像 5003 的权重的 UI 图像 2050。

[0195] 参照图 20A, UI 图像 2010 可包括用于设置施加到第一图像 4003 的第一权重的第一菜单 2011 以及用于施加到第二图像 5003 的第二权重的第二菜单 2012。

[0196] 第一菜单 2011 可包括在可设置的权重范围 (例如, 从 -1 到 1) 内设置权重的游标 2014, 第二菜单 2012 可包括在可设置的权重范围 (例如, 从 -1 到 1) 内设置权重的游标 2015。当权重被设置为下限 (例如, -1) 时, 在诊断图像 6003 内以最浅的亮度显示将被施加该权重的图像。当权重被设置为上限 (例如, 1) 时, 在诊断图像 6003 内以最深的亮度显示将被施加该权重的图像。当权重被设置为可设置权重范围内的中间值时, 在诊断图像 6003 内以与未加权图像的亮度相同的亮度显示将被施加该权重的图像。

[0197] 具体地说, 施加到第一图像 4003 的第一权重为 0 并且施加到第二图像 5003 的第二权重为 0, 诊断图像 6003 可被显示为与图 10 的诊断图像 6001 和图 11 的诊断图像 6003 相同。当施加到第一图像 4003 的第一权重为 -1 并且施加到第二图像 5003 的第二权重为 1 时, 在诊断图像 6003 内, 第一目标图像 4023 可显示为具有较浅的颜色, 第二目标图像 5023 可显示为具有较深的颜色。当施加到第一图像 4003 的第一权重为 1 并且施加到第二图像 5003 的第二权重为 1 时, 在诊断图像 6003 内第一目标图像 4023 和第二目标图像 5023 均可以最深的颜色显示。当施加到第一图像 4003 的第一权重为 -1 并且施加到第二图像 5003 的第二权重为 -1 时, 第一目标图像 4023 和第二目标图像 5023 在诊断图像 6003 中均可以最浅的颜色显示。

[0198] 参照图 20B, UI 图像 2050 可包括用于一次设置施加到第一图像 4003 和第二图像 5003 的权重的第三菜单 2060。

[0199] 第三菜单 2060 可包括用于设置权重的游标 2063。

[0200] 例如, 在第三菜单 2060 中, 当游标 2063 移向施加到第一图像 4003 的权重 W_1 时, 第一图像 4003 的权重增大, 施加到第二图像 5003 的权重 W_2 减小。然后, 在诊断图像 6003 中, 第一目标图像 4023 可显示为比第二目标图像 5023 具有更深的亮度, 第二目标图像 5023 可显示为比第一目标图像 4023 具有更浅的颜色。

[0201] 作为另一示例, 在第三菜单 2060 中, 当游标 2063 被设置在 0 处 (第一权重 W_1 和第二权重 W_2 之间的中间) 时, 第一目标图像 4023 和第二目标图像 5023 可显示为相同程度的亮度, 因此, 诊断图像 6003 可被显示为与图 10 中的诊断图像 6001 以及图 11 中的诊断图像 6003 相同。

[0202] 作为另一示例, 在第三菜单 2060 中, 当游标 2063 移向施加到第二图像 5003 的权重 W_2 时, 第二图像 5003 的权重增大, 施加到第一图像 4003 的第一权重 W_1 减小。然后, 在诊断图像 6003 中, 第一目标图像 4023 可显示为具有比第二目标图像 5023 更浅的颜色, 第二目标图像 5023 可显示为具有比第一目标图像 4023 更深的颜色。

[0203] 如上所述, 根据用户利用权重设置的意图, 在特定时间点处的目标图像可以比其它时间点处的目标图像更清晰地显示。因此, 可输出符合用户意图的诊断图像。

[0204] 图 21A 和图 21B 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的其它屏幕图像。

[0205] 参照图 21A, 显示在显示器 3200 上的屏幕图像 2110 还可包括用数值表示从至少一个目标的尺寸、位置和数量中选择的至少一个中的变化的目标变化数值信息。具体地说, 目标变化数值信息可包括从表示所述至少一个目标的尺寸的面积、体积、长轴长度、短轴长

度、半径、直径和周长中选择的至少一个的值。参照图 21A 和图 21B 描述的目标变化数值信息可以是图 10 的更详细版的尺寸信息 6030。

[0206] 具体地说,图 21A 示出了显示关于包括在对象中的目标的目标变化数值信息的屏幕图像 2110,所述目标的状态已在多个时间点之间改变。图 21B 示出了屏幕图像 2160,其中,关于所有包括在对象中的独立目标的目标变化数值信息显示在屏幕图像 2160 上。

[0207] 用于识别与至少一个目标相关联的目标的识别指示器(例如, TG1、TG2 或 TG3)被显示在包括在屏幕图像 2110 中的第一图像 4003、第二图像 5003 和第三图像 6003 上。具体地说,如屏幕图像 2110 中所示,指示目标的识别指示器(例如, TG1)可被标记到包括在第一图像 4003、第二图像 5003 和诊断图像 6003 中的同一目标(例如, 4022、5022、4023 和 5023)。

[0208] 在显示在显示器 3200 上的屏幕图像 2110 中包括的第一图像 4003 和第二图像 5003 中,可显示指示分别获取第一图像 4003 和第二图像 5003 的时间点的信息 2111 和信息 2112。

[0209] 参照图 21A,屏幕图像 2110 可包括目标变化数值信息 2120。目标变化数值信息 2120 可仅显示关于状态改变的目标(例如,选择的卵泡)的目标变化数值信息,并且可不显示关于状态未改变的目标的信息。具体地说,在对应于第一图像 4003 的第一时间点 t_1 和对应于第二图像 5003 的第二时间点 t_2 期间,当状态变化仅发生在选择的卵泡 4022 和 5022 之间并且其它卵泡的状态未改变时,目标变化数值信息 2120 可仅显示关于目标 TG1(状态改变的目标)的信息。目标变化数值信息 2120 可包括从表示至少一个目标(例如, TG1)的尺寸的面积、体积、长轴长度、短轴长度、半径、直径和周长中选择的至少一个的值的变化的变化 2123(例如, $TG1(\Delta)$)。

[0210] 具体地说,图 21A 示出了目标变化数值信息 2120 包括第一时间点 t_1 处的目标 4022 的 $(TG1(t_1))$ 长轴和短轴长度 2121、第二时间点 t_2 处的目标 5022 $(TG1(t_2))$ 的长轴和短轴长度 2122 以及第一时间点 t_1 和第二时间点 t_2 之间的变化 2123(例如, $TG1(\Delta)$)。

[0211] 图 21B 示出了关于包括在对象中的所有独立目标的目标变化数值信息显示在其上的屏幕图像 2160。

[0212] 参照图 21B,屏幕图像 2160 可包括关于包括在对象中的所有独立目标的目标变化数值信息 2170。具体地讲,如图 21B 中所示,目标变化数值信息 2170 可包括表示尺寸的信息,所述尺寸为包括在经超声扫描的对象中的所有独立目标(例如, TG1、TG2 和 TG3)在第一时间点 t_1 和第二时间点 t_2 具有的尺寸。

[0213] 具体地讲,在目标变化数值信息 2170 中,关于包括在对象中的多个独立目标中的每个的尺寸信息可按照列表的形式显示。

[0214] 图 22 示出了由根据实施例的超声图像显示设备显示的屏幕图像 2210。在对图 22 的屏幕图像 2210 的描述中,省略以上参照图 21A 给出的屏幕图像 2110 的重复描述。

[0215] 图 5B 的图像处理器 3100 可基于多个时间点的各个超声数据而产生表示包括在对象中的所有独立目标的状态变化的状态变化信息 2250。图 5B 的显示器 3200 可显示包括产生的状态变化信息 2250 的屏幕图像 2210。

[0216] 具体地说,参照图 22,屏幕图像 2210 可包括表示包括在对象中的独立目标(例如,卵泡)在第一时间点 t_1 和第二时间点 t_2 之间的状态变化的状态变化信息 2250。具体地

说,状态变化信息 2250 可包括关于在第一时间点 t_1 和第一时间点 t_2 之间新产生的目标的信息 2251、关于在第一时间点 t_1 和第一时间点 t_2 之间消失的目标的信息 2252、关于在第一时间点 t_1 和第一时间点 t_2 之间改变的目标的信息 2253 以及关于在第一时间点 t_1 和第一时间点 t_2 之间未改变的目标的信息 2254。

[0217] 参照图 22,独立目标 TG1、TG2 和 TG3 包括在第一时间点 t_1 时的第一图像 4003 中,设置在第一图像 4003 上的位置 2213 处的目标 TG3 在第一时间点 t_2 已消失,目标 TG4 已出现在第二图像 5003 的位置 2212。在第一时间点 t_1 和第一时间点 t_2 期间,目标 TG2 未改变,目标 TG1 已变化。状态变化信息 2250 包括表示在第一时间点 t_1 和第一时间点 t_2 期间包括在对象中的目标之间的变化的信息。

[0218] 用户可从状态变化信息 2250 容易地确定对象在多个不同时间点之间的变化。

[0219] 图 23 是根据实施例的超声图像显示方法 2300 的流程图。超声图像显示方法 2300 可由根据以上参照图 1 至图 22 描述的本发明的实施例的超声图像显示设备 3000 和 3050 执行。包括在超声图像显示方法 2300 中的操作与超声图像显示设备 3000 和 3050 的操作相同,超声图像显示方法 2300 的技术精神与超声显示设备 3000 和 3050 的技术精神相同。因此,在此不重复与参照图 1-22 给出的超声图像显示方法 2300 的描述相同的描述。

[0220] 参照图 23,在操作 S2310 中,针对多个不同的时间点获取相应的超声数据,所述超声数据表示多个不同的时间点的包括至少一个目标的对象。具体地说,在操作 S2310 中,通过在多个不同的时间点扫描包括至少一个目标的对象来获取所述多个时间点的相应超声数据。可由图像处理器 3100 执行操作 2310。已在图 8 中描述了由图像处理器 3100 获取的多个时间点的相应超声数据包括通过在第一时间点扫描对象而获取的第一超声数据以及通过在第一时间点扫描对象而获取的第二超声数据的示例性情形。

[0221] 在操作 S2320 中,基于获取的多个时间点的相应超声数据来获取表示在所述多个不同时间点所述至少一个目标的变化第一信息。具体地说,通过对多个时间点的相应超声数据执行图像配准来获取从表示所述多个不同的时间点处的所述至少一个目标的尺寸、位置和数量中选择的至少一个的变化第一信息。可由图像处理器 3100 来执行操作 2320。

[0222] 在操作 S2330 中,显示包括示出第一信息的诊断图像的屏幕图像。可以由显示器 3200 执行操作 S2330。

[0223] 返回参照图 1,探头 20 可在不同的时间扫描对象。对象可包括多囊卵巢。超声收发器 100 可通过分别在不同时间处理从探头 20 接收的回波信号来获取第一超声数据和第二超声数据。

[0224] 通过在第一时间点扫描对象来获取第一超声数据,通过在第一时间点扫描对象来获取第二超声数据。第一时间点可以是第一时间点之后的几天。

[0225] 返回参照图 1 和图 5B,当超声图像显示设备 3050 包括在图 1 中的超声诊断设备 1000 中时,可通过使用图 1 的探头 20 在不同的时间点扫描对象来获取第一超声数据和第二超声数据。超声图像显示设备 3050 可在存储器 3400 中存储从第一超声数据和第二超声数据中选择的至少一个。

[0226] 当超声图像显示设备 3000 为通过网络 30 连接到图 1 的超声诊断设备 1000 的医学设备 34 或便携式终端 36 时,超声图像显示设备 3050 的通信器 3300 可从图 1 的超声诊断设备 1000 接收第一超声数据和第二超声数据。通信器 3300 可同时或不同时地接收第一

超声数据和第二超声数据。存储器 3400 可存储从第一超声数据和第二超声数据中选择的至少一个。

[0227] 如上所述,在根据本发明构思的示例性实施例的超声图像显示设备和超声图像显示方法中,当需要按照时间间隔观察对象时,用户可在随后的时间点容易地观察对象中的变化。具体地说,在根据本发明构思的示例性实施例的超声图像显示设备和超声图像显示方法中,当包括在对象中的目标需要以多个时间点对对象进行监测以便诊断或治愈妇科疾病(诸如在包括在卵巢的至少一个卵泡中的肌瘤或子宫肌瘤)时,用户可容易地在视觉上识别对象的变化。可将上面描述的示例性实施例写为计算机程序,并可在使用计算机可读记录介质执行程序的通用数字计算机中执行上面描述的示例性实施例。

[0228] 计算机可读记录介质的示例包括磁存储介质(例如,ROM、软盘、硬盘等)、光学记录介质(例如,CD-ROM 或 DVD)等。

[0229] 示例性实施例应仅仅被视为描述性的意义,而不是为了限制的目的。对每个实施例中的特征或方面的描述应被代表性地视为可用于其它实施例中的其它相似特征或方面。

[0230] 虽然已参照本发明的示例性实施例具体示出并描述了本发明,但本领域的普通技术人员将理解,可在不脱离由以上权利要求限定的本发明的精神和范围的情况下,作出形式和细节上的各种改变。

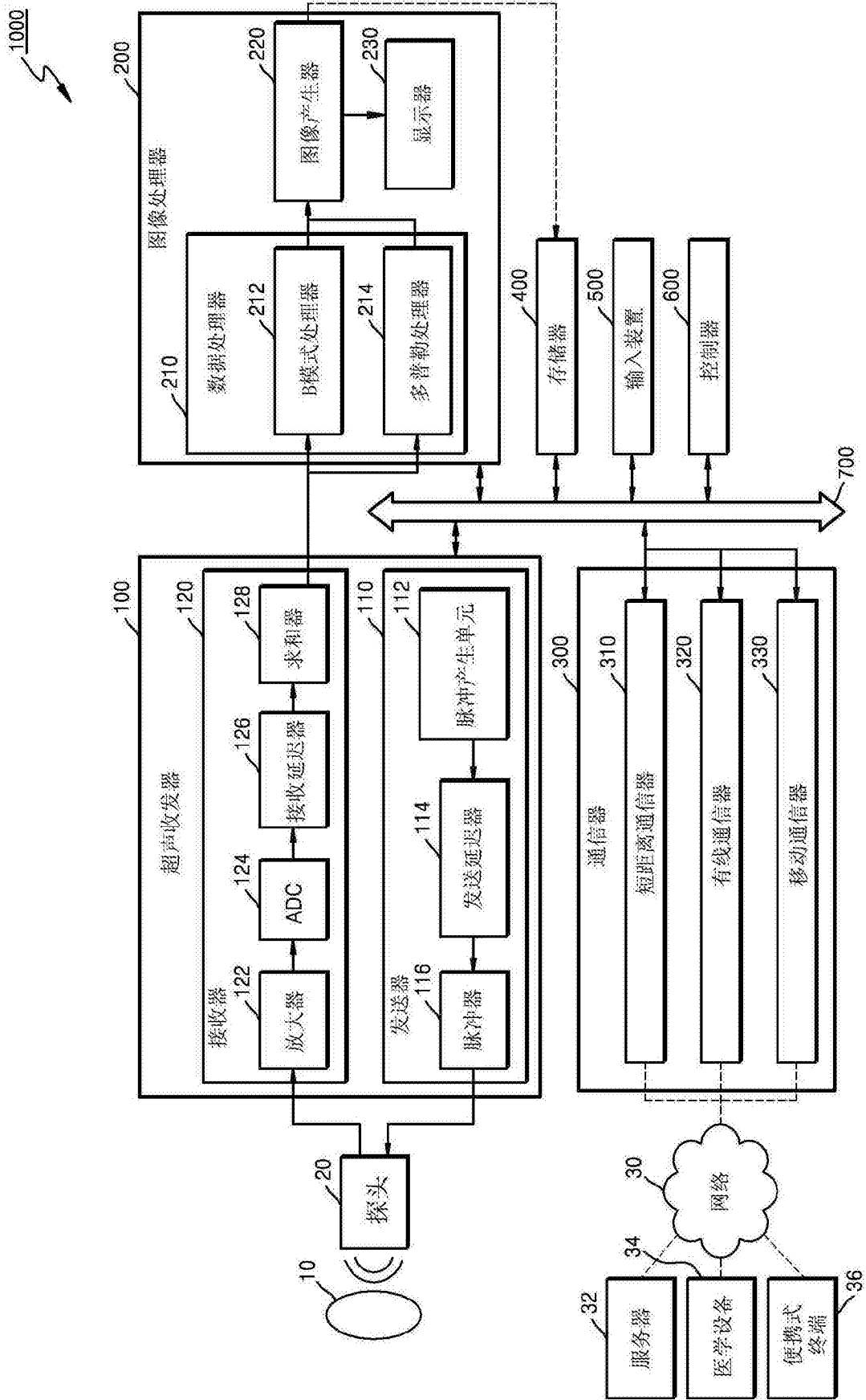


图 1

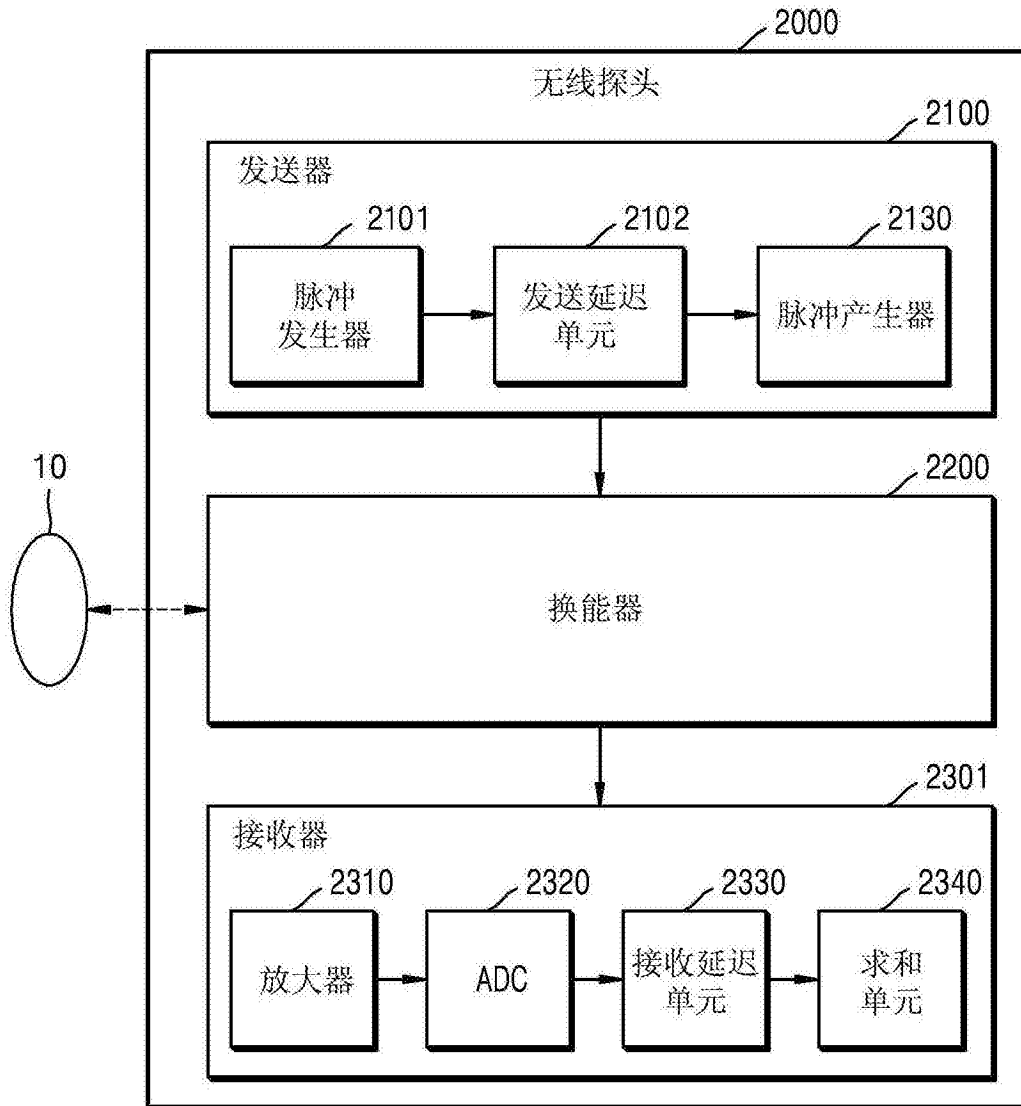


图 2

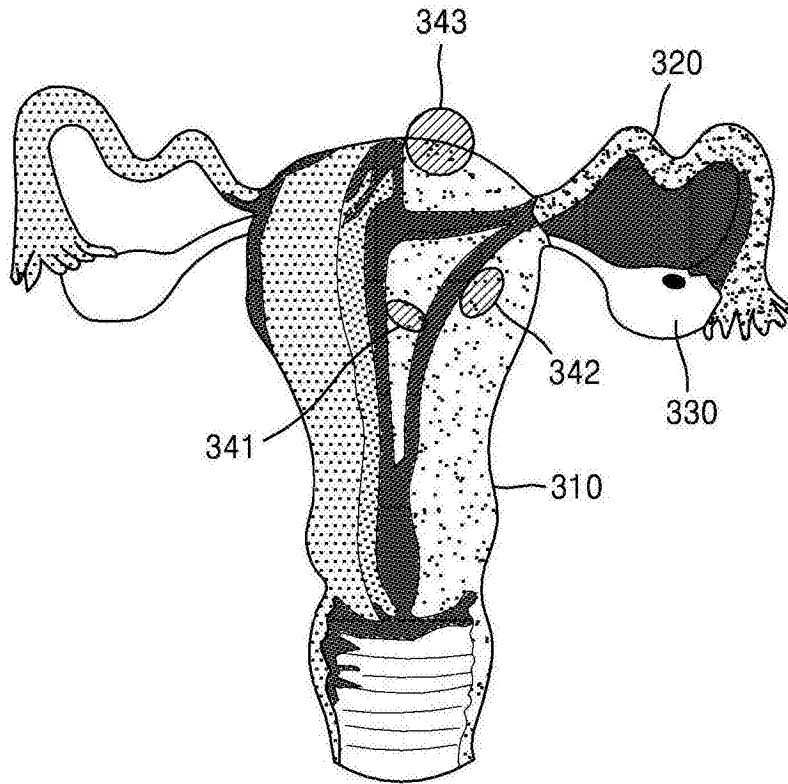


图 3

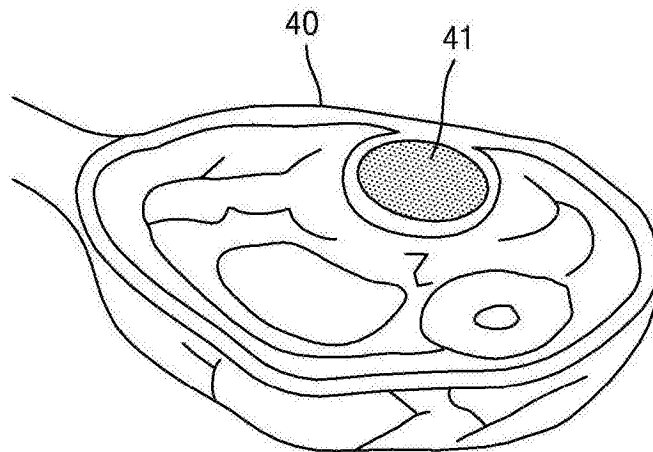


图 4A

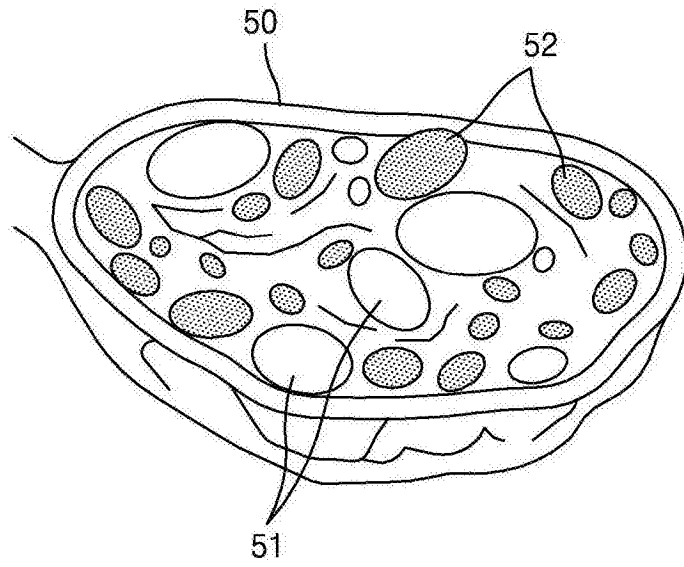


图 4B

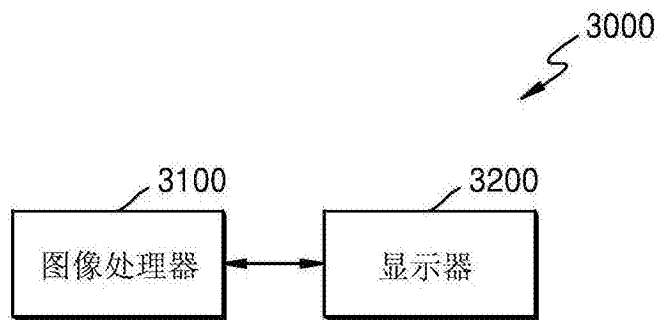


图 5A

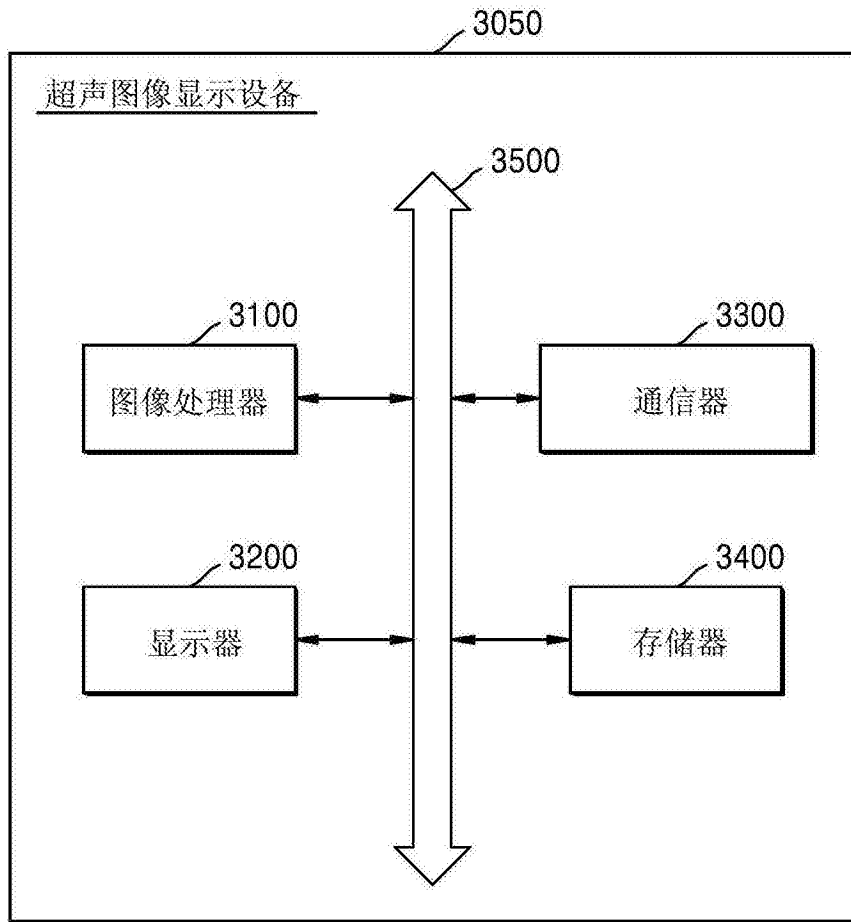


图 5B

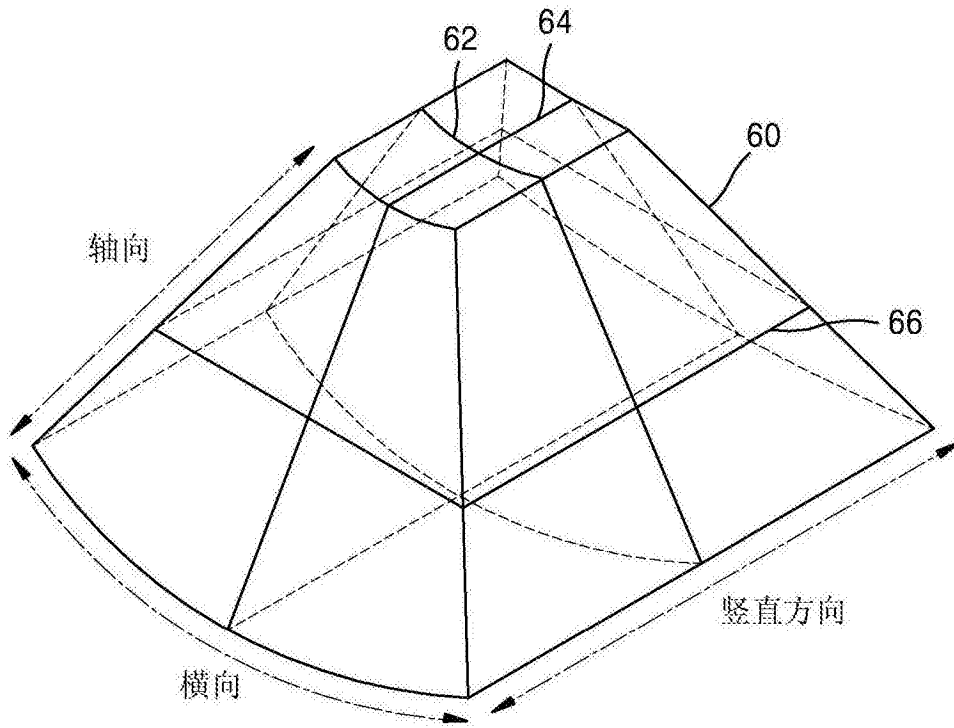


图 6

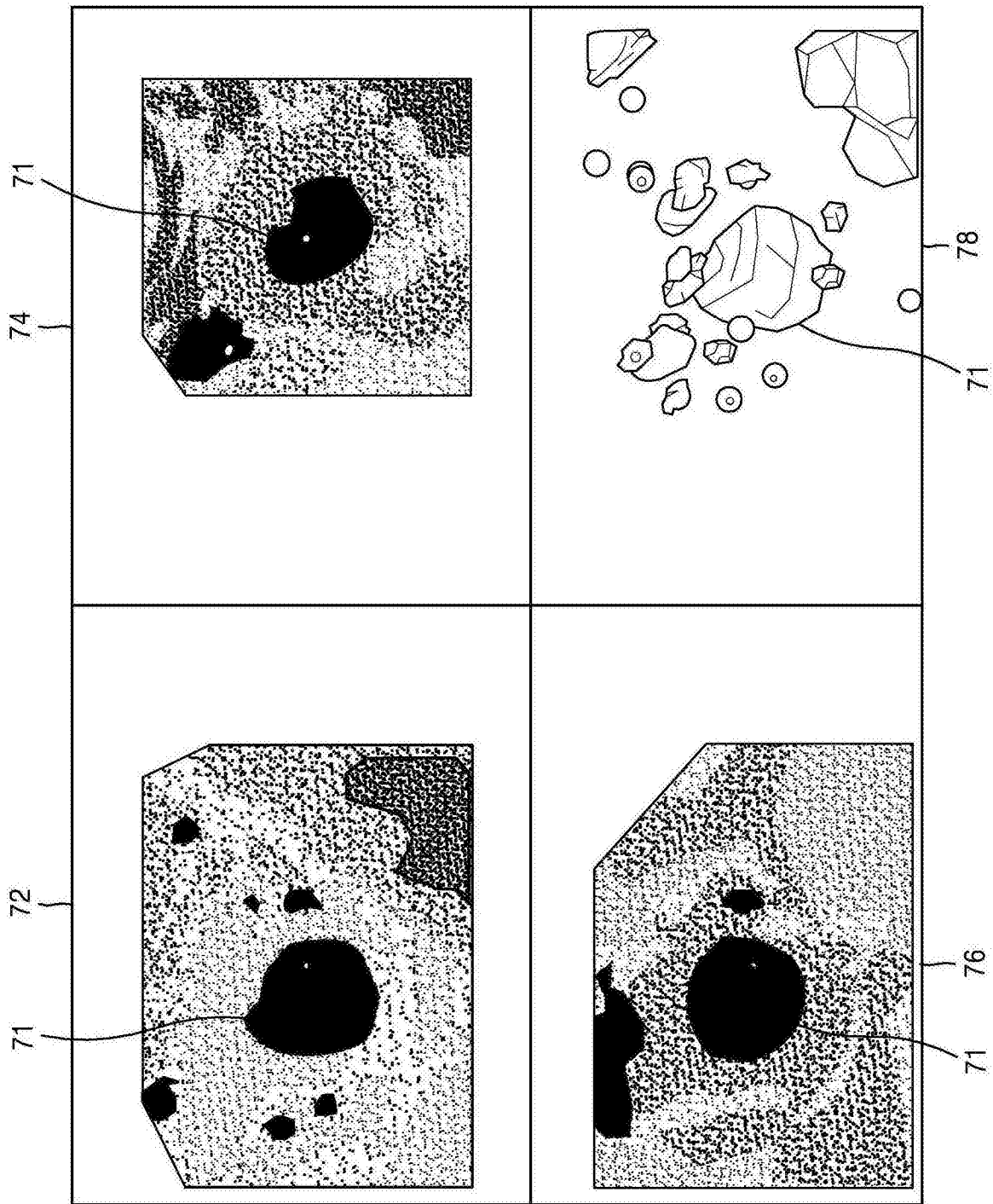


图 7

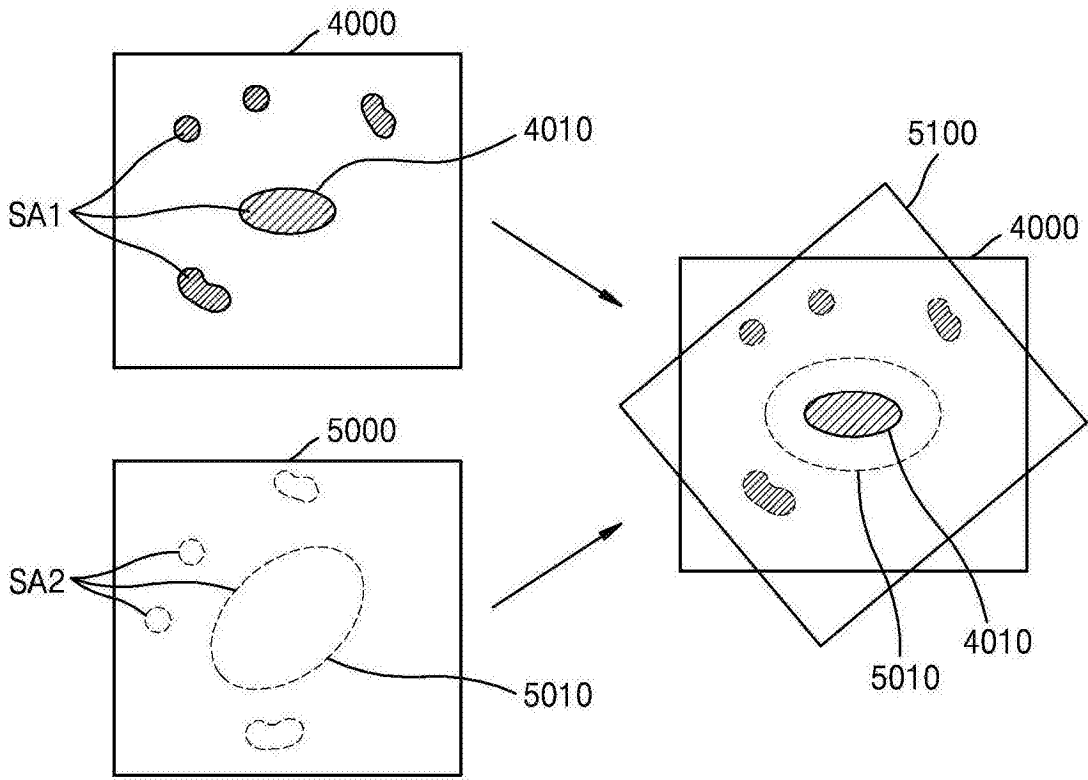


图 8

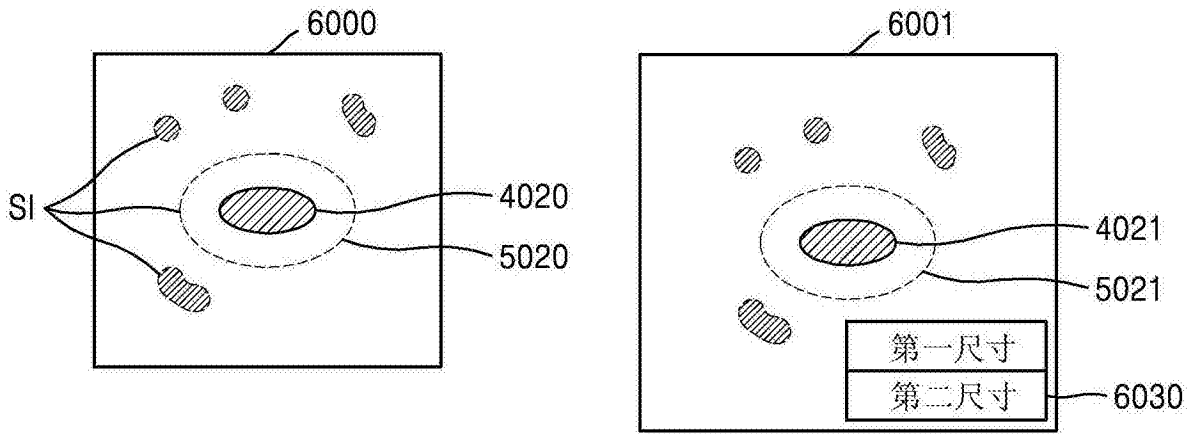


图 9

图 10

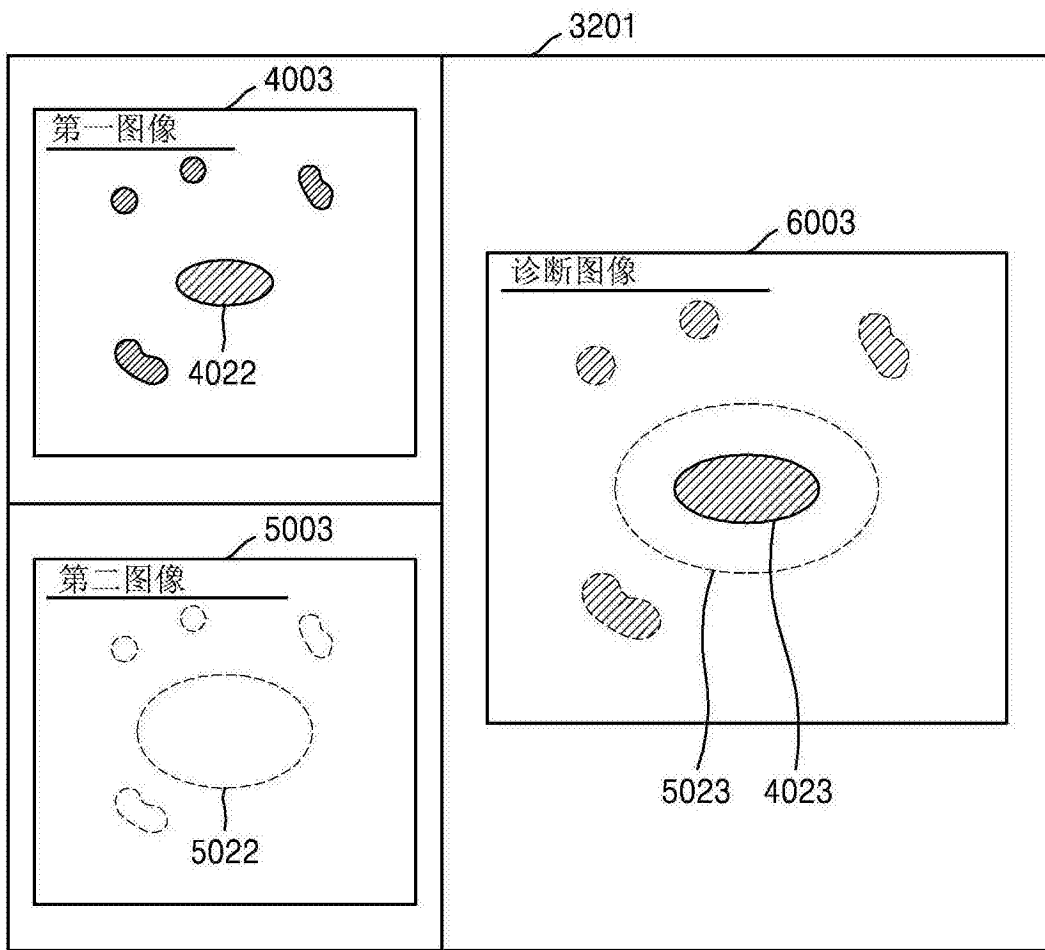


图 11

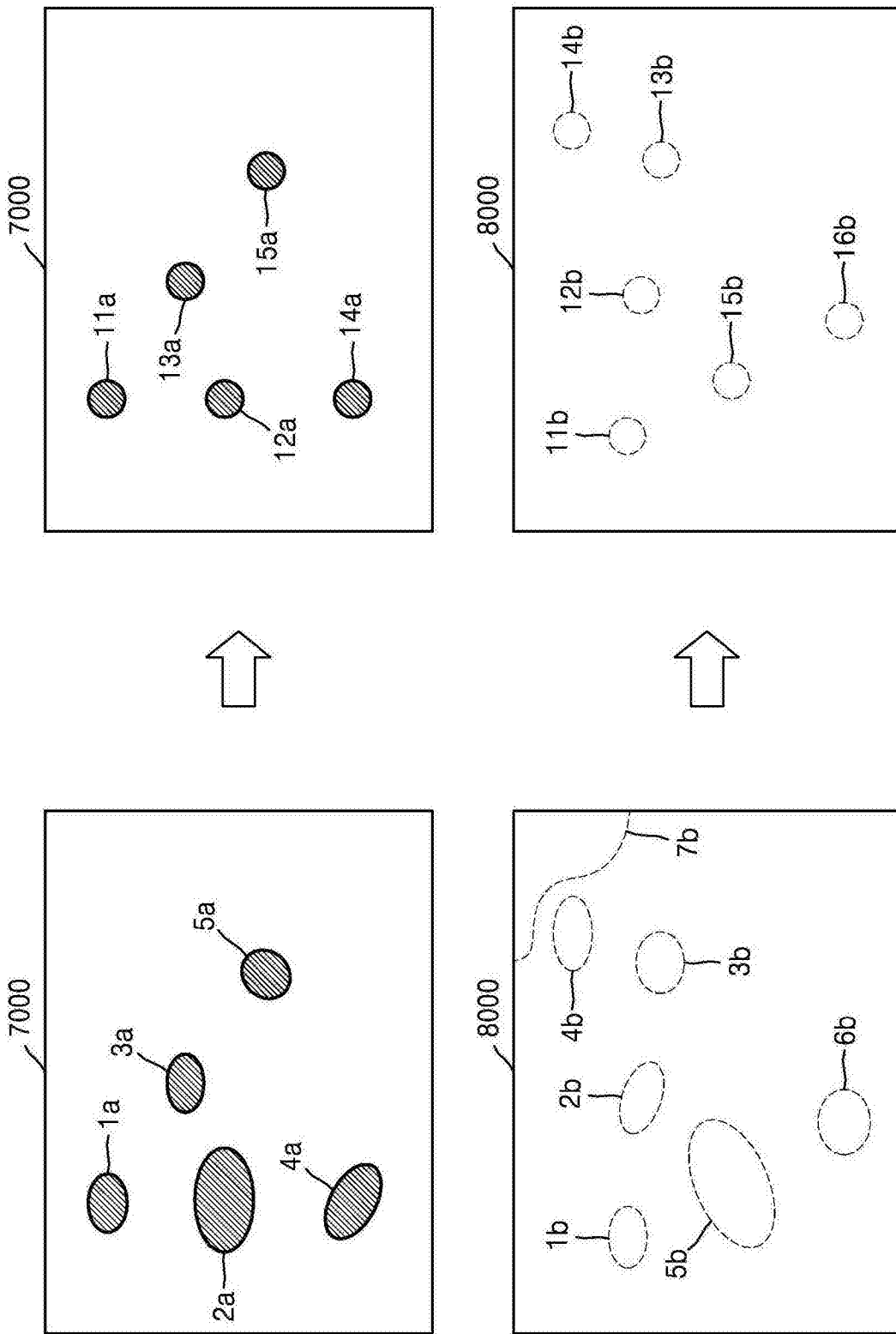


图 12

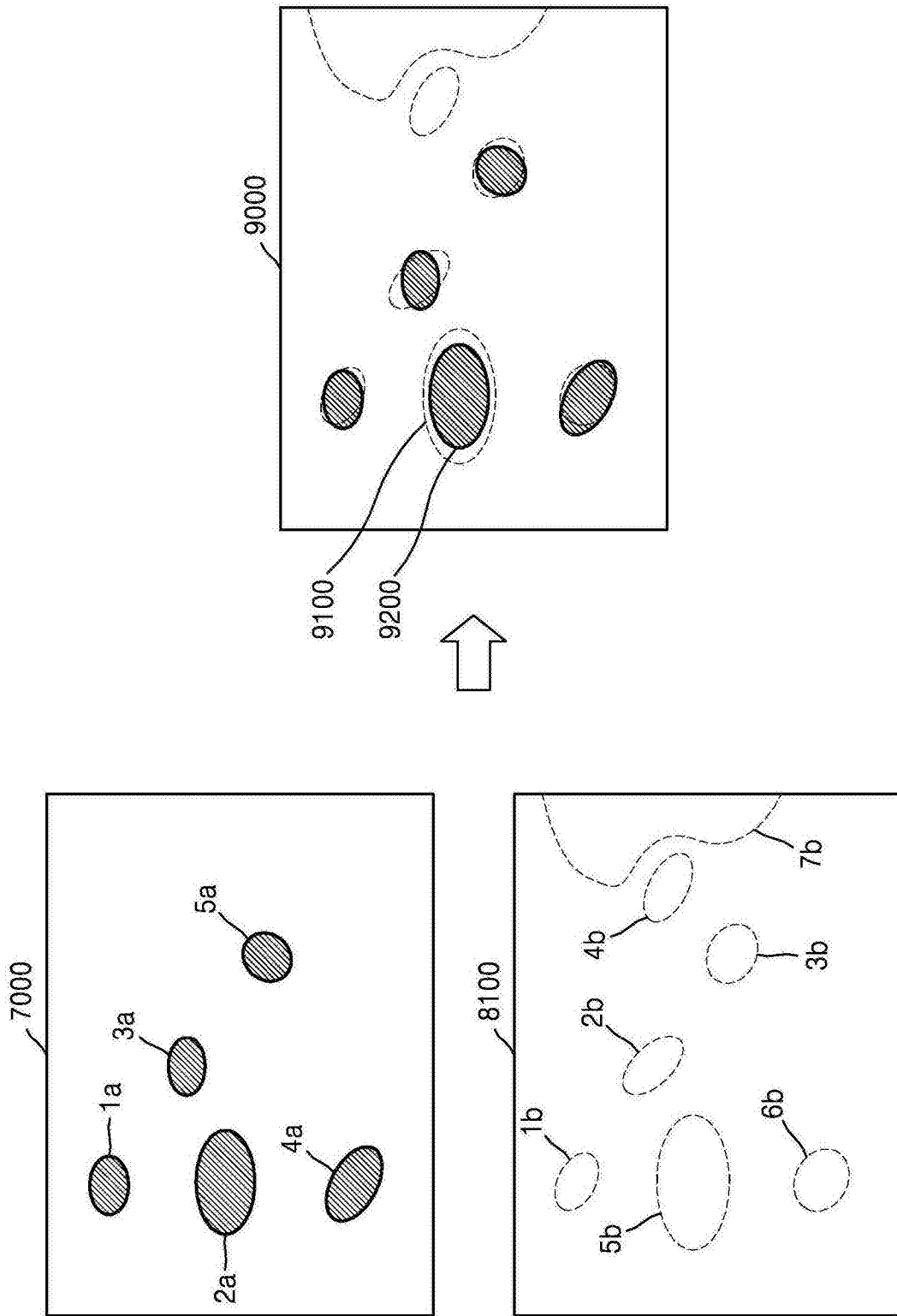


图 13

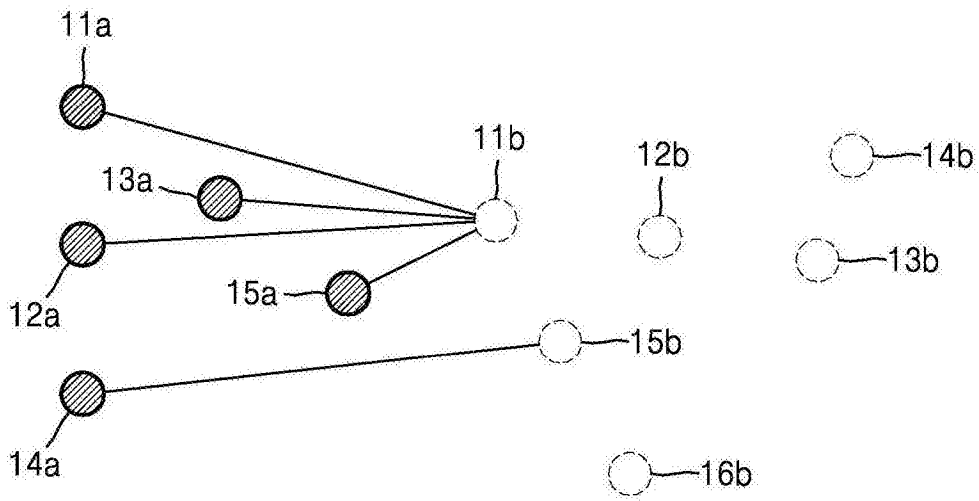


图 14

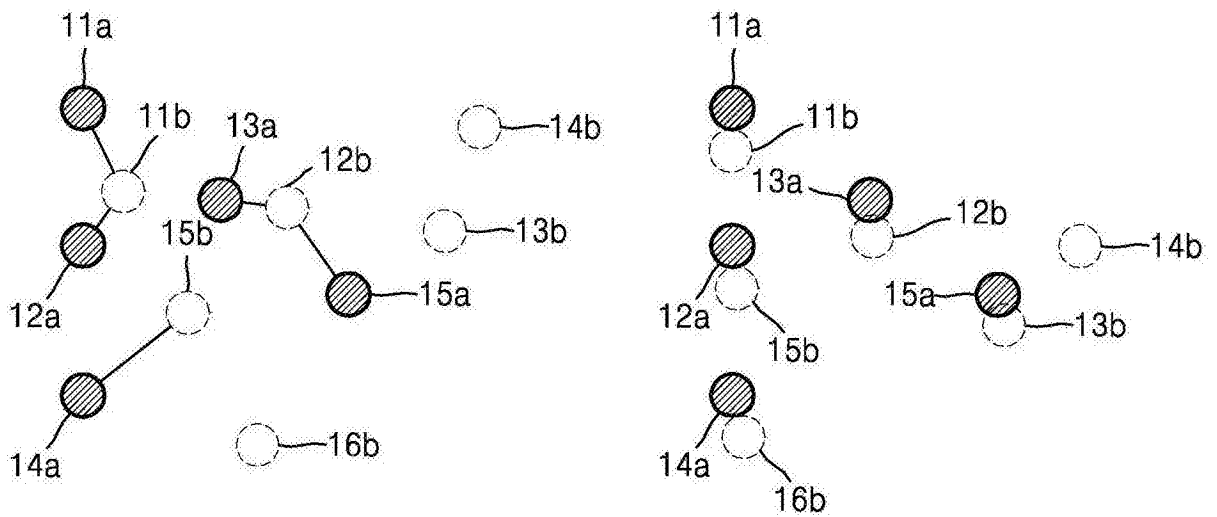


图 15

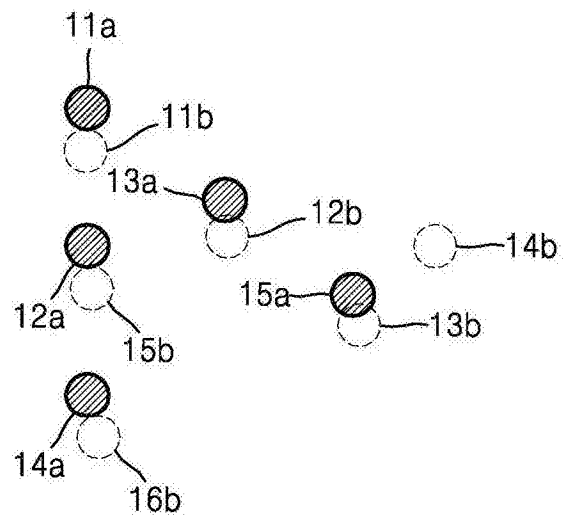


图 16

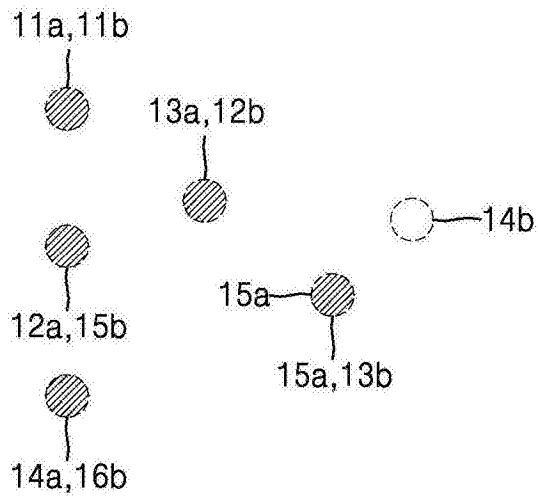


图 17

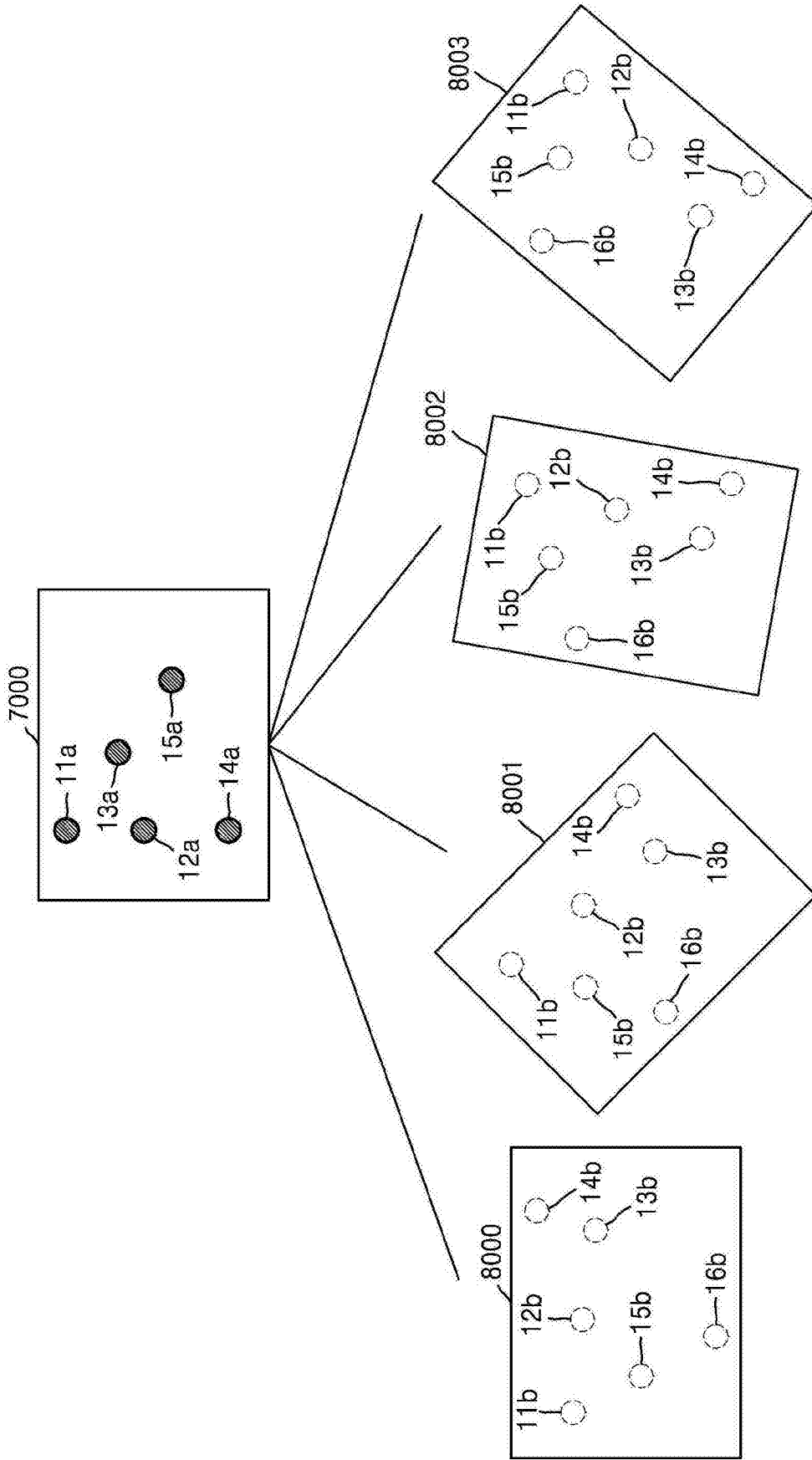


图 18

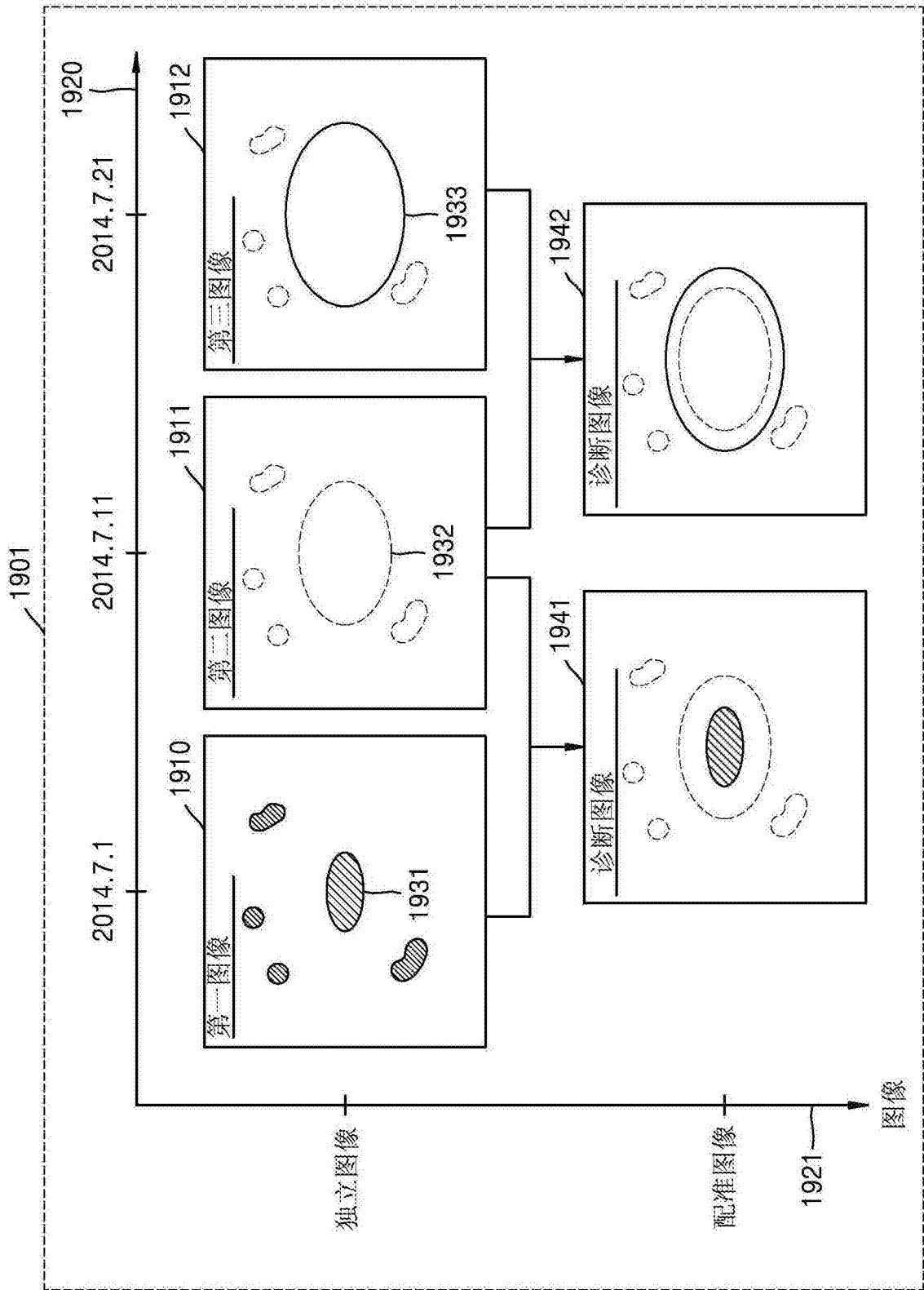


图 19A

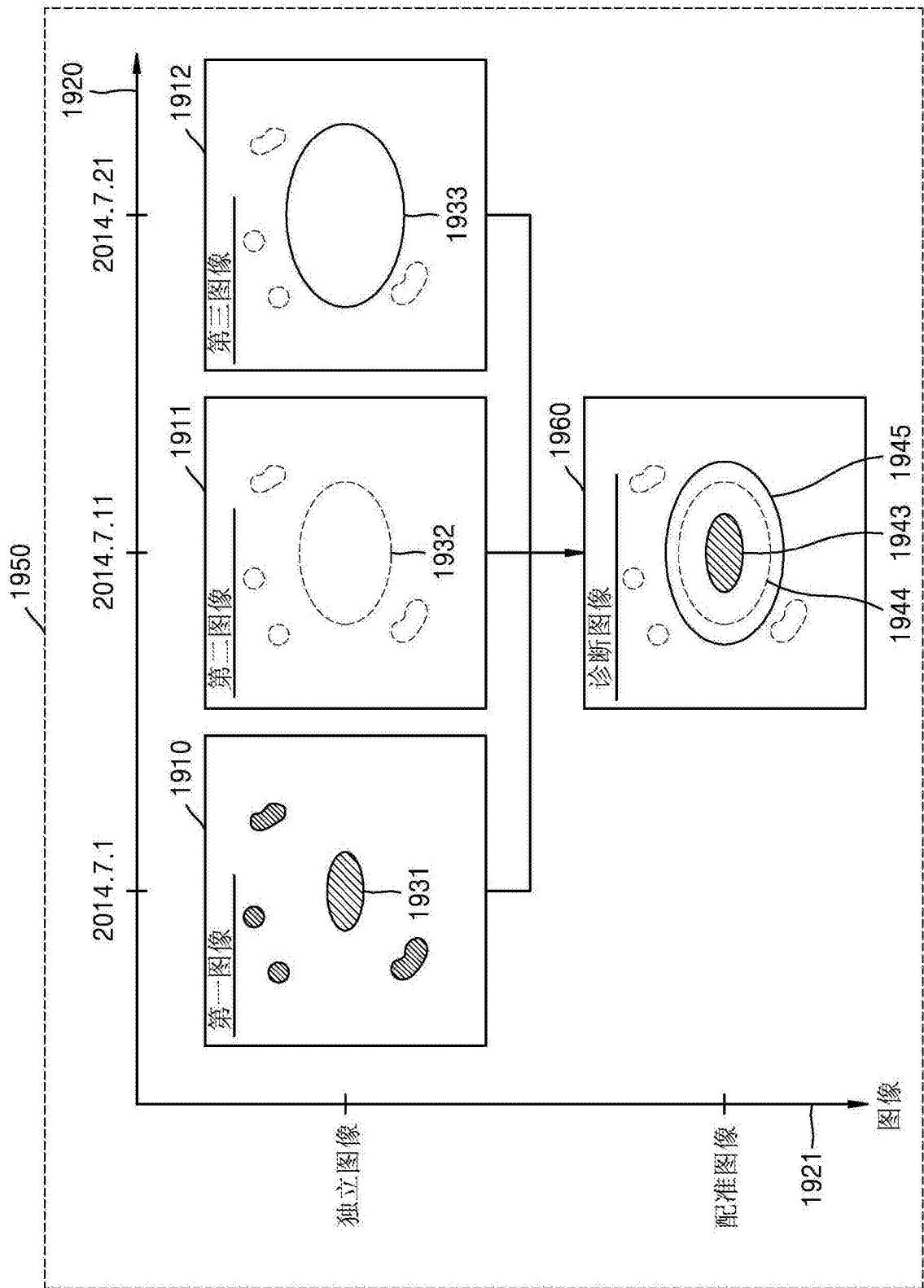


图 19B

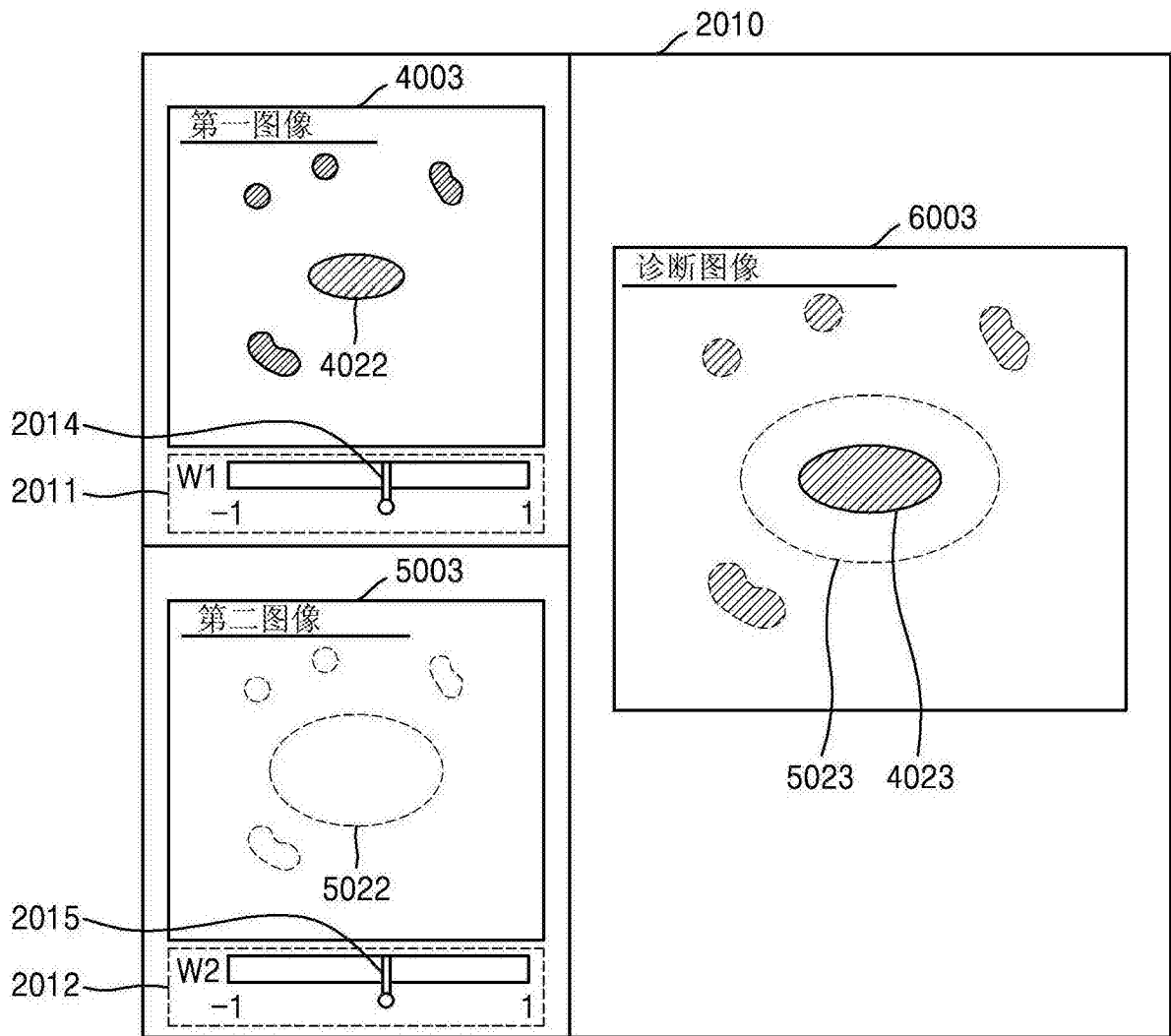


图 20A

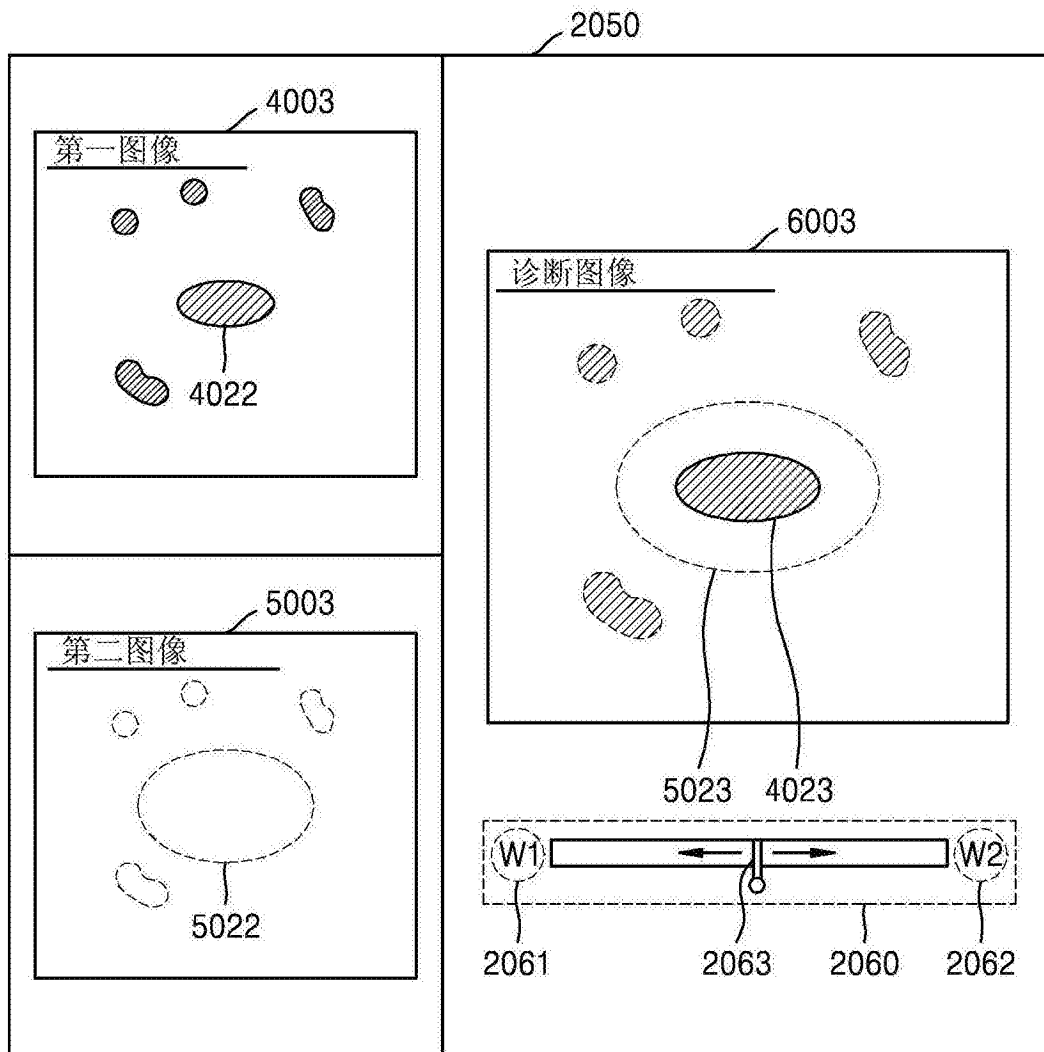


图 20B

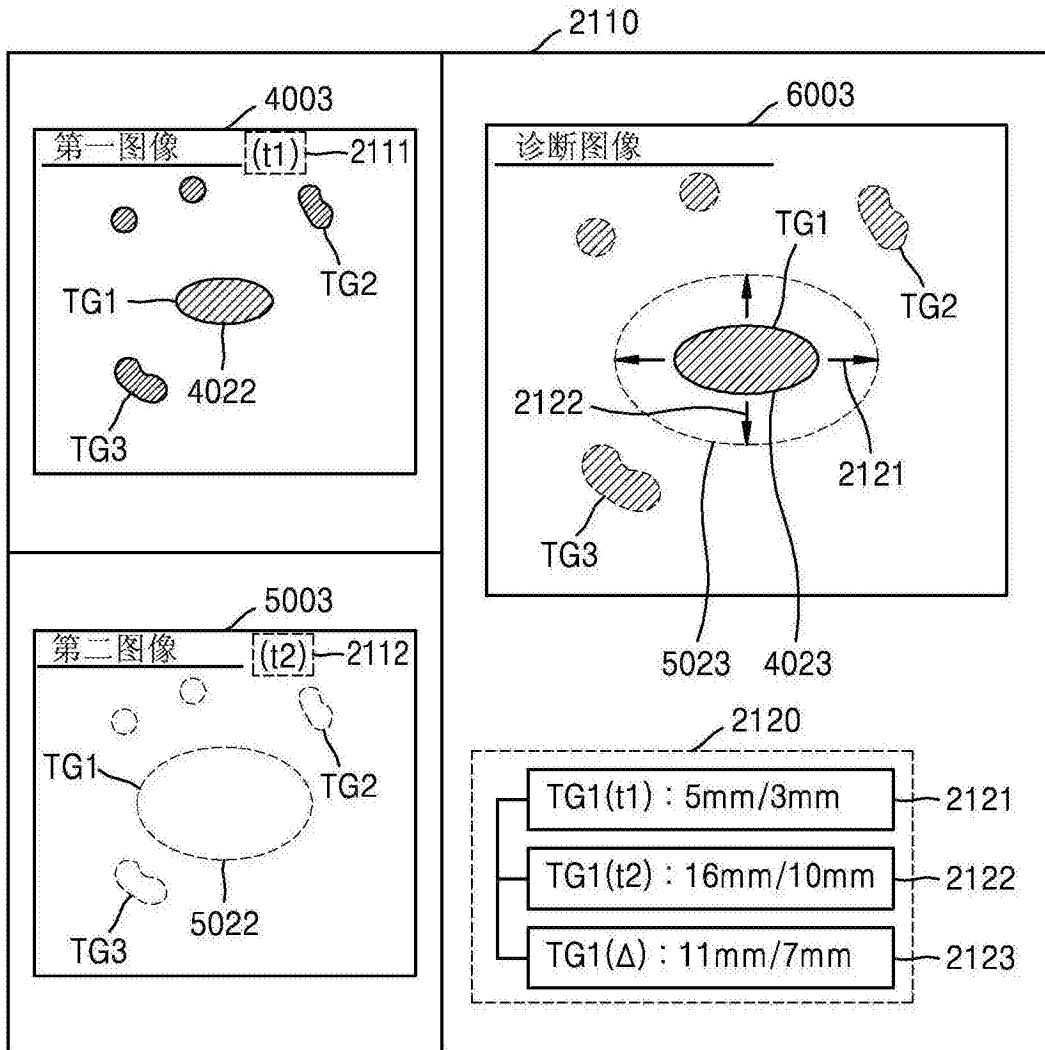


图 21A

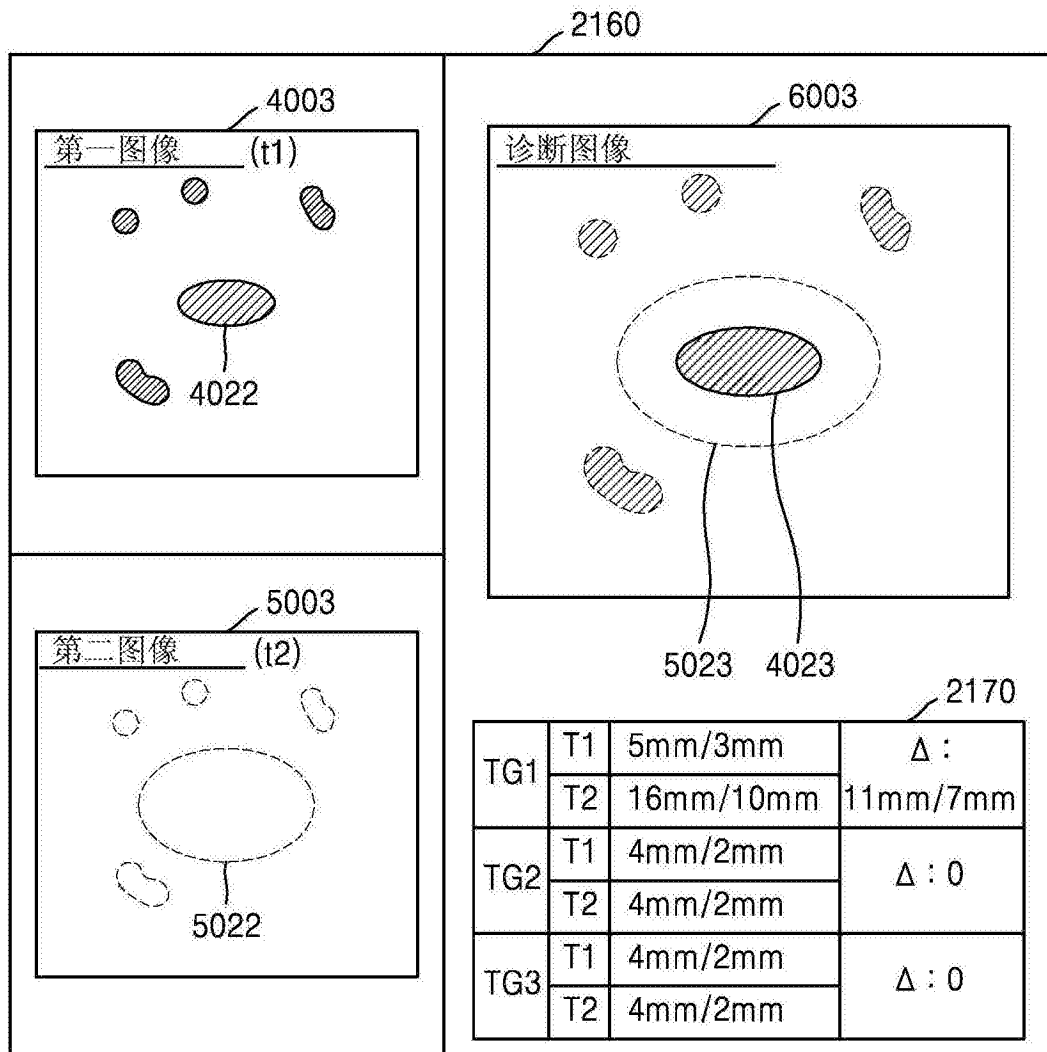


图 21B

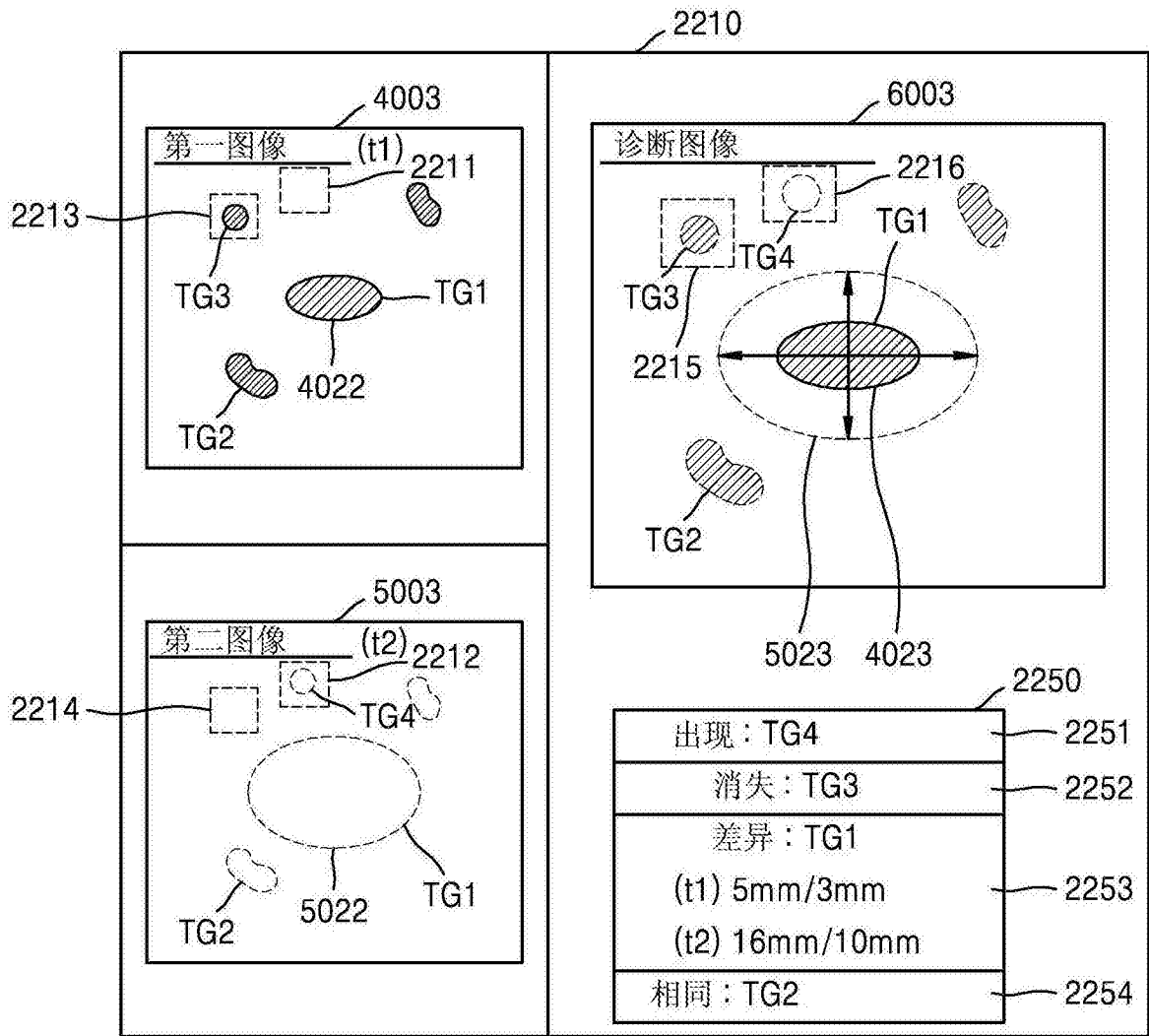


图 22

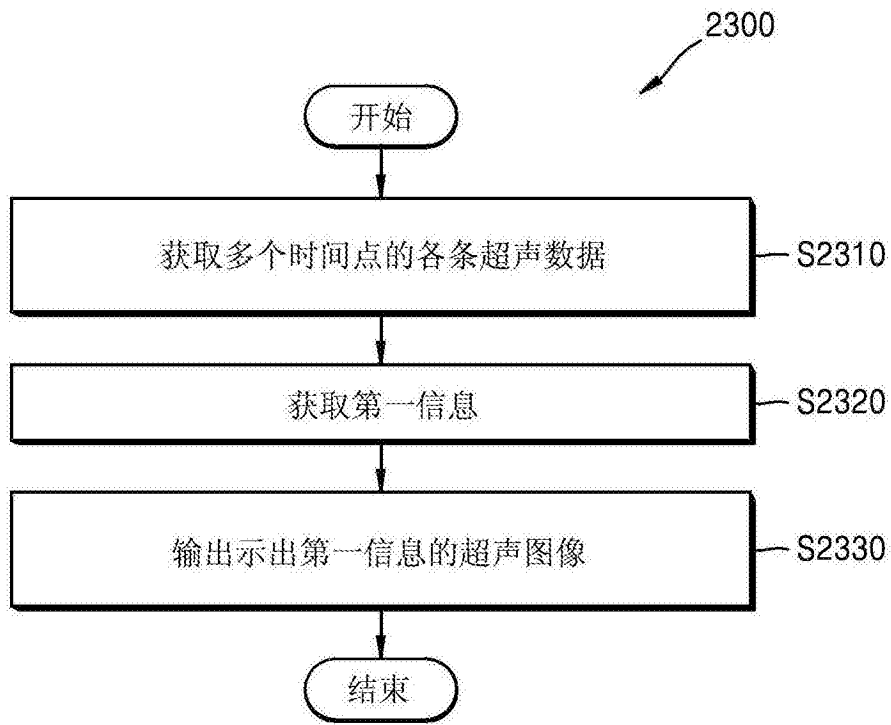


图 23

专利名称(译)	超声图像显示设备和显示超声图像的方法		
公开(公告)号	CN106175826A	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	CN201510382269.5	申请日	2015-07-02
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
[标]发明人	李光熙		
发明人	李光熙		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/085 A61B8/463		
优先权	1020140141201 2014-10-17 KR 62/043773 2014-08-29 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声图像显示设备和显示超声图像的方法，所述超声图像显示设备包括：图像处理器，获取多个时间点的相应超声数据，并基于所述多个时间点的相应超声数据之间的对应性来获取第一信息；显示器，显示包括示出第一信息的诊断图像的屏幕图像，其中，所述相应超声数据表示所述多个不同时间点的包括至少一个目标的对象，第一信息表示在所述多个时间点期间所述至少一个目标的变化。

