



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102247166 A

(43) 申请公布日 2011.11.23

(21) 申请号 201110143941.7

(22) 申请日 2011.05.19

(30) 优先权数据

2010-115092 2010.05.19 JP

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 阿部弥生 小笠原正文

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 柯广华 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

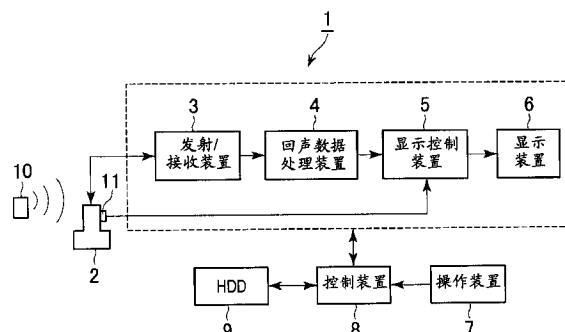
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声诊断设备和显示超声图像的方法

(57) 摘要

一种超声诊断设备(1)包括：发射超声波到受检者并且接收回声的超声探头(2)；用于检测该超声探头(2)的位点的位点传感器(10,11)；基于由该位点传感器(10,11)检测的信息计算该回声数据在三维空间中的以某点为原点的坐标系的位点的位点计算装置(51)；用于执行变形计算以将基于该回声数据的超声图像或由除了超声诊断设备(1)外的医学成像设备提前捕捉的医学图像中的任一个中的身体组织的形状变形成另一个图像的身体组织的形状的变形计算装置(81)；以及用于执行在该三维空间的坐标系中的超声图像的坐标系和该医学图像的坐标系之间的坐标转换，并且用于在显示装置(6)上显示关于相同横截面的基于由该变形计算装置(81)获取的数据的变形图像和该另一个图像的显示图像控制装置(53)。



1. 一种超声诊断设备 (1), 其包括 :

发射超声波到受检者并且接收回声的超声探头 (2) ;

位点传感器 (10, 11), 用于检测所述超声探头 (2) 的位点 ;

位点计算装置 (51), 基于由所述位点传感器 (10, 11) 检测的信息计算所述回声数据在三维空间中的以某点作为原点的坐标系的位点 ;

变形计算装置 (81), 用于执行变形计算以将基于所述回声数据的超声图像或由除了超声诊断设备 (1) 外的医学成像设备提前捕捉的医学图像中的任一个中的身体组织的形状变形成另一个图像的身体组织的形状 ; 以及

显示图像控制装置 (53), 用于执行在所述三维空间的坐标系中的超声图像的坐标系和所述医学图像的坐标系之间的坐标转换, 并且用于在显示装置 (6) 上显示关于相同横截面的基于由所述变形计算装置 (81) 获取的数据的变形图像和所述另一个图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (1), 其中所述变形计算装置 (81) 使用质点法或有限元法执行变形计算。

3. 如权利要求 2 所述的超声诊断设备 (1), 其中所述变形计算装置 (81) 基于该一个图像假设作用到所述另一个图像中的身体组织的应力来执行变形计算。

4. 如权利要求 1 至 3 中任一项所述的超声诊断设备 (1), 其中所述身体组织是乳房。

5. 如权利要求 4 所述的超声诊断设备 (1), 其中所述变形计算装置 (81) 假设在刚性体上形成的未压缩超弹性体是乳房来通过质点法或有限元法执行变形计算。

6. 如权利要求 5 所述的超声诊断设备 (1), 其中所述变形计算装置 (81) 假设所述超声图像和所述医学图像中的乳房是提供在水平位置中的刚性体的下表面上的未压缩超弹性体、提供在水平位置中的刚性体的上表面上的未压缩超弹性体或提供在竖直位置中的刚性体的一个表面上的未压缩超弹性体中的一个来使用质点法或有限元法执行变形计算。

7. 如权利要求 6 所述的超声诊断设备 (1), 其中所述变形计算装置 (81) 假设所述超声图像中的乳房是提供在水平位置中的刚性体的上表面上的未压缩超弹性体或提供在竖直位置中的刚性体的一个表面上的未压缩超弹性体并且所述医学图像中的乳房是提供在水平位置中的刚性体的下表面上的未压缩超弹性体来使用质点法或有限元法执行变形计算。

8. 如权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声诊断设备 (1), 其中所述变形计算装置 (81) 执行用于将所述超声图像中的身体组织的形状变形成所述医学图像中的身体组织的形状的变形计算。

9. 如权利要求 1 至 7 中任一项所述的超声诊断设备 (1), 其中所述变形计算装置 (81) 执行用于将所述医学图像中的身体组织的形状变形成所述超声图像中的身体组织的形状的变形计算。

10. 一种显示超声图像的方法, 其包括步骤 :

执行变形计算以将基于回声数据的超声图像或由除了超声诊断设备 (1) 外的医学成像设备提前捕捉的医学图像中的任一个中的身体组织的形状变形成另一个图像的身体组织的形状 ;

执行在三维空间的坐标系中的所述超声图像的坐标系和所述医学图像的坐标系之间的坐标转换 ; 以及

在显示装置 (6) 上显示关于相同横截面的变形图像和所述另一个图像。

超声诊断设备和显示超声图像的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及显示超声图像和除该超声图像以外的医学图像的超声诊断设备。

背景技术

[0002] 常规超声诊断设备通过将超声探头触碰受检者身体表面上而发射超声波到受检者并且基于获取的回声数据产生和显示超声图像。作为除了超声图像以外的医学图像,存在 MRI(磁共振成像)图像和 X 射线 CT(计算机断层扫描)图像。日本未审查的专利申请号 10-151131 公开并排显示超声图像和 MRI 图像或超声图像和 CT 图像的超声诊断设备。

[0003] [专利文件]

[0004] [专利文件 1] 日本未审查的专利申请公开号 10-151131

[0005] 技术问题

[0006] 当关于相同横截面的超声图像和除该超声图像以外的医学图像尝试在超声诊断设备中显示时,尽管是相同的横截面但每个图像中的身体组织的形状由于捕捉图像时不同的姿势而可能是不同的。例如,当乳房通过超声诊断设备成像时,它采用仰卧位成像。在另一方面,当乳房通过 MRI 设备成像时,它采用俯卧位成像。从而,超声图像中的乳房由于它的重量而表现为压扁的,而 MRI 图像中的乳房由重力而悬垂使得相应图像中的每个形状是不同的。

[0007] 因此,一起显示超声图像和除了超声图像以外的医学图像的情况下,显示出关于相同横截面的身体组织的相同形状的图像用于诊断是可取的。

发明内容

[0008] 问题的技术方案

[0009] 本发明的第一方面是超声诊断设备,其包括:发射超声波到受检者并且接收回声的超声探头;用于检测该超声探头的位点的位点传感器;基于由该位点传感器检测的信息计算该回声数据在三维空间中的以某点作为原点的坐标系的位点的位点计算装置;用于执行变形计算以将基于回声数据的超声图像或由除超声诊断设备外的医学成像设备提前捕捉的医学图像中的任一个中的身体组织的形状变形成另一个图像的身体组织的形状的变形计算装置;以及显示图像控制装置,其用于执行在该三维空间的坐标系中的超声图像的该坐标系和该医学图像的坐标系之间的坐标转换,并且用于在显示装置上显示关于相同横截面的基于由该变形计算装置获取的数据的变形图像和该另一个图像。

[0010] 在根据第一方面的本发明的第二方面中,变形计算装置使用质点法或有限元法执行变形计算。

[0011] 在根据第二方面的本发明的第三方面中,变形计算装置基于该一个图像假设应力作用到另一个图像中的身体组织来执行变形计算。

[0012] 在根据超声诊断设备(其根据前述方面中的任何方面)的本发明的第四方面中,身体组织是乳房。

[0013] 在根据第四方面的本发明的第五方面中,变形计算装置假设在刚性体上形成的未压缩超弹性体是乳房而通过质点法或有限元法执行变形计算。

[0014] 在根据第五方面的本发明的第六方面中,变形计算装置假设在超声图像和医学图像中的乳房是提供在水平位置中的刚性体的下表面上的未压缩超弹性体、提供在水平位置中的刚性体的上表面上的未压缩超弹性体或提供在竖直位置中的刚性体的一个表面上的未压缩超弹性体中的一个而使用质点法或有限元法执行变形计算。

[0015] 在根据第六方面的本发明的第七方面中,变形计算装置假设在超声图像中的乳房是提供在水平位置中的刚性体的上表面上的未压缩超弹性体或提供在竖直位置中的刚性体的一个表面上的未压缩超弹性体并且在医学图像中的乳房是提供在水平位置中的刚性体的下表面上的未压缩超弹性体而使用质点法或有限元法执行变形计算。

[0016] 在根据前述方面中的任何方面的本发明的第八方面中,变形计算装置执行用于将超声图像中的身体组织的形状变形成医学图像中的身体组织的形状的变形计算。

[0017] 在根据前述方面中的任何方面的本发明的第九方面中,显示图像控制装置通过扫描转换转换回声数据以产生超声图像。

[0018] 本发明的第十方面是第九方面的超声诊断设备,其中变形计算的目标是由扫描转换器扫描转换之前的回声数据或在由扫描转换器扫描转换之后的超声图像数据。

[0019] 在根据第一至第七方面的方面中的任何方面的本发明的第十一方面中,变形计算装置执行用于将医学图像中的身体组织的形状变形成超声图像中的身体组织的形状的变形计算。

[0020] 在根据前述方面中的任何方面的本发明的第十二方面中,进一步包括用于存储医学图像数据的存储器。

[0021] 在根据第十二方面的本发明的第十三方面中,超声图像是实时图像并且医学图像是基于存储在存储器中的数据的图像。

[0022] 在根据第十二方面的本发明的第十四方面中,超声图像是基于通过超声探头发射/接收超声波而提前捕捉并且存储的数据的图像,并且医学图像是基于存储在存储器中的数据的图像。

[0023] 在根据前述方面中的任何方面的本发明的第十五方面中,显示图像控制装置在显示装置上并排显示变形的图像和该另一个图像。

[0024] 在根据前述方面中的任何方面的本发明的第十六方面中,其中显示图像控制装置显示覆盖在另一个图像(覆盖在显示装置上)上的变形的图像。

[0025] 发明的有利效果

[0026] 根据上文提到的方面的本发明,变形的图像通过执行变形计算以将超声图像和医学图像中的任一个中的身体组织的形状变形成另一个图像中的身体组织的形状而产生。然后,执行超声图像的坐标系和医学图像的坐标系之间的坐标转换,并且显示关于相同横截面的变形的图像和另一个图像。因此,可以显示超声图像和医学图像,其显示在相同的横截面的身体组织的相同形状。

[0027] 此外,例如,即使在两个图像中的身体组织的形状由于受检者在捕捉超声图像和医学图像时的姿势而在很大程度上不同,在身体组织变形后的形状可以通过使用质点法或有限元法执行变形计算来计算。

[0028] 本发明的另外的目的和优势从如在附图中图示的本发明的优选实施例的下列说明将是明显的。

附图说明

- [0029] 图 1 是示出涉及本发明的超声诊断设备的实施例的示意配置的一个示例的框图。
- [0030] 图 2 是示出图 1 中示出的超声诊断设备中的显示控制装置的配置的框图。
- [0031] 图 3 是示出图 1 中示出的超声诊断设备中的控制装置的配置的框图。
- [0032] 图 4 是示出第一实施例的超声诊断设备的过程的流程图。
- [0033] 图 5 解释受检者的姿势和乳房的形状。
- [0034] 图 5(A) 示出在由 MRI 设备捕捉图像时乳房的形状。
- [0035] 图 5(B) 示出在由超声诊断设备捕捉图像时乳房的形状。
- [0036] 图 6 解释用于形状变形的计算。
- [0037] 图 6(A) 示出未压缩超弹性体从刚性体的下表面垂下的状况。
- [0038] 图 6(B) 示出未压缩超弹性体由它的重量而压向刚性体的上表面的状况。
- [0039] 图 7 示出其中在相同横截面的超声图像和变形的 MRI 图像并排显示的显示装置。
- [0040] 图 8 解释在第一实施例的备选示例中的变形计算。
- [0041] 图 9 是示出在第二实施例的超声诊断设备中的过程的流程图。
- [0042] 图 10 解释第二实施例中的变形计算。
- [0043] 图 10(A) 示出未压缩超弹性体由它的重量而压向刚性体的上表面的状况。
- [0044] 图 10(B) 示出未压缩超弹性体从刚性体的下表面垂下的状况。
- [0045] 图 11 示出第二实施例中其中关于相同横截面的超声图像和变形的 MRI 图像并排显示的显示装置。
- [0046] 图 12 示出其中在相同横截面的超声图像和变形的 MRI 图像关于相同横截面覆盖和显示的显示装置。
- [0047] 图 13 示出其中在相同横截面的变形的超声图像和 MRI 图像关于相同横截面覆盖和显示的显示装置。

具体实施方式

- [0048] 将解释本发明的实施例。
- [0049] <第一实施例>
- [0050] 首先,第一实施例基于图 1 至图 7 解释。在图 1 中示出的超声诊断设备 1 包括超声探头 2、发射 / 接收装置 3、回声数据处理装置 4、显示控制装置 5、显示装置 6、操作装置 7、控制装置 8、HDD(硬盘驱动器)9、磁场发生装置 10 和磁性传感器 11。
- [0051] 超声探头 2 配置有超声换能器阵列(没有示出),并且该超声换能器发射超声波到受检者并且接收它的回声信号。
- [0052] 例如,由霍尔元件构成的磁性传感器 11 提供在超声探头 2 上。从包括磁场发生线圈的磁场发生装置 10 产生的磁场由磁性传感器 11 检测。在磁性传感器 11 检测的信号输入到显示控制装置 5。由磁性传感器 11 检测的信号可以经由电缆(没有图示)输入到显示控制装置 5,或可以无线地输入。磁场发生装置 10 和磁性传感器 11 是本发明中的定位传感

器的实施例的一个示例。

[0053] 发射 / 接收装置 3 以某个发射条件激活超声探头 2 并且使超声束采用串行线 (line-serial) 程序扫描扫描平面。发射 / 接收装置 3 通过来自控制装置 8 的控制信号激活超声探头 2。

[0054] 发射 / 接收装置 3 执行信号处理,例如对于由超声探头 2 获取的回声信号的相位调整 / 增加过程等,然后输出该处理的回声数据到回声数据处理装置 4。

[0055] 回声数据处理装置 4 对从发射 / 接收装置 3 输出的回声数据执行预定过程,例如对数压缩过程或包络解调过程等。

[0056] 显示控制装置 5 具有位点计算装置 51、存储器 52 和显示图像控制装置 53。该位点计算装置 51 基于来自磁性传感器 11 的磁场检测信号计算超声探头 2 在具有磁场发生装置 10 的原点的三维空间中的位点和倾转信息 (在下文中它被称为“探头位点信息”)。此外,该位点计算装置 51 基于该探头位点信息计算回声数据在三维空间中的位点信息。具有在磁场发生装置 10 的它们的原点的坐标系是超声图像的坐标系的实施例的一个示例。同样该位点计算装置 51 是本发明中的位点计算装置的实施例的一个示例。

[0057] 存储器 52 由例如 RAM(随机存取存储器) 或 ROM(只读存储器) 等半导体存储器构成。例如,将在显示图像控制装置 53(其将稍后论述) 中转换成超声图像数据的从回声数据处理装置 4 输出的回声数据存储在存储器 52 中。在转换成超声图像数据之前的数据称为原始数据。该原始数据可以存储在 HDD9 中。

[0058] 由除了超声诊断设备 1 以外的医学成像设备捕捉的医学图像数据存储在存储器 52 或 HDD9 中,如稍后解释的。存储器 52 和 HDD9 是本发明中的存储器装置的实施例的一个示例。

[0059] 显示图像控制装置 53 执行从回声数据处理装置 4 输出的回声数据到超声图像数据的由扫描转换器的扫描转换。然后,显示图像控制装置 53 基于超声图像数据在显示装置 6 上显示超声图像 (B 模式图像)。

[0060] 显示图像控制装置 53 执行超声图像的坐标系和除了超声图像以外的医学图像的坐标系之间的坐标转换并且在显示装置 6 上显示相同横截面的超声图像和医学图像两者。在该实施例中,如稍后解释的,超声图像和医学图像在显示装置 6 上并排显示。

[0061] 如稍后解释的,该实施例中的医学图像是 MRI 图像。在显示装置 6 上显示的 MRI 图像是在变形计算装置 81(其将稍后解释) 中获取的变形的 MRI 图像。细节将稍后解释。显示图像控制装置 53 是本发明中的显示图像装置的实施例的一个示例。

[0062] 显示装置 6 由 LCD(液晶显示器) 或 CRT(阴极射线管) 构成。操作装置 7 包括键盘和指点装置 (没有图示) 供操作者命令或输入信息。

[0063] 控制装置 8 用 CPU(中央处理单元) 配置。控制装置 8 读出存储在 HDD9 中的控制程序并且在超声诊断设备 1 中的相应装置执行功能。

[0064] 控制装置 8 包括如在图 3 中示出的变形计算装置 81。该变形计算装置 81 执行用于将超声图像或 MRI 图像中的任一个中的身体组织的形状变形成另一个图像的身体组织的形状的变形计算。在该实施例中,该变形计算装置 81 执行用于将 MRI 图像中的乳房的形状变形成超声图像中乳房的形状的变形计算。该变形计算装置 81 是本发明中的变形计算装置的实施例的一个示例。

[0065] 现在基于图 4 中示出的流程图解释本发明的超声诊断设备 1 的运行。首先,在步骤 S1 中,超声诊断设备 1 获取由 MRI 设备(没有图示)捕捉的 MRI 图像数据。在超声诊断设备 1 中获取的 MRI 图像数据存储在存储器 52 或 HDD9 中。

[0066] 这里,用于捕捉图像的目标身体组织是乳房。当乳房由 MRI 设备成像时,受检者 P 处于俯卧位使得乳房 Br 如在图 5(A) 中示出的悬垂。在另一方面,如稍后提到的,当乳房由超声诊断设备成像时,受检者 P 处于仰卧位使得乳房 Br 处于好像它被它的重量压扁的形状(如在图 5(B) 中示出的)。

[0067] 接着在步骤 S2 中,变形计算装置 81 对 MRI 图像数据执行变形计算并且产生变形的 MRI 图像数据。特别地,变形计算装置 81 使用质点法或有限元法执行用于将 MRI 图像中的乳房的形状变形成超声图像中的乳房的形状的变形计算,这些方法用于对象的变形分析。从而,在该实施例中,MRD 图像是一个图像的实施例的一个示例,并且超声图像是另一个图像的实施例的一个示例。

[0068] 这里,它是人体中乳房位于胸大肌上的状况,使得当乳房形状的变形计算通过质点法或有限元法执行时,假设胸大肌是刚性体而乳房是未压缩超弹性体的模型。即,设置在刚性体上的未压缩超弹性体的形状的变形通过质点法或有限元法计算。

[0069] 对于更多的细节,在由 MRI 设备捕捉的受检者的图像的姿势是处于俯卧位。因此,如 MRI 图像中的乳房,假设设置在处于水平位置的刚性体 X 的下表面上的未压缩超弹性体 Y 如在图 6(A) 中示出的垂下。在另一方面,在由超声诊断设备捕捉的受检者的图像的姿势是处于仰卧位。因此,如在超声图像中的乳房,假设设置在处于水平位置的刚性体 X 的下表面上的未压缩超弹性体 Y 如在图 6(B) 中示出的由它的重量挤压。质点法或有限元法计算从未压缩超弹性体 Y 如在图 6(A) 中示出的从刚性体 X 的下表面垂下的状况改变到未压缩超弹性体 Y 由它的重量压向刚性体的上表面的状况的未压缩超弹性体 Y 的变形形状。即,该方法计算以将 MRI 图像中的乳房的形状改变成超声图像中的乳房的形状。

[0070] 通过用质点法或有限元法计算形状的变形,如在图 6(A) 中示出的,在未压缩超弹性体 Y 从刚性体 X 的下表面垂下的状况改变到它由它的重量压向刚性体 X 的上表面的状况的情况下,评估伴随应力变化的未压缩超弹性体 Y 的变形形状。在这样的用质点法或有限元法的变形计算中,在图 6(A) 中示出的状况是初始状态的条件下考虑对图 6(B) 中的未压缩超弹性体 Y 的相对应力的大小和方向。具体地,在用图 6(A) 的状况作为标准的图 6(B) 中,作为重力(体积力)W 的两倍的应力 $F = 2W$ 在向下方向(图 6(B) 中刚性体 X 的上表面接收应力的方向)上作用到未压缩超弹性体 Y。注意本文使用的重力是当图 6(A) 的状况是标准时的相对重力。

[0071] 由变形计算获取的变形的 MRI 图像数据存储在存储器 52 或 HDD9 中。

[0072] 接着在步骤 S3 中,超声波由超声探头 2 发射到处于仰卧位的受检者并且接收回声。然后,显示图像控制装置 53 在显示装置 6 上实时显示关于发射 / 接收表面的超声图像 UG。此外,显示图像控制装置 53 基于变形的 MRI 图像数据在显示装置 6 上并排显示关于任意横截面的变形的 MRI 图像 MG' 和超声图像 UG。这里,仅显示不同于超声图像 UG 的该横截面的变形的 MRI 图像 MG'。实际上,变形的 MRI 图像 MG' 是受检者 P 处于仰卧位(在图 5(B) 中示出的状况)的图像。

[0073] 接着在步骤 S4 中,执行超声图像 UG 的坐标系和变形的 MRI 图像 MG' 的坐标系的

对准过程。具体地,操作者移动超声图像 UG 和变形的 MRI 图像 MG' 的横截面中的一个或二者而比较显示装置 6 上显示的图像,并且显示相同横截面的超声图像 UG 和变形的 MRI 图像 MG'。超声图像 UG 的横截面的偏移通过改变超声探头 2 的位置来执行。变形的 MRI 图像的横截面的偏移通过控制操作装置 7 命令横截面改变来执行。

[0074] 横截面是否相同由操作员通过参照特性区域确定。实际上,由超声探头 2 的超声波的扫描平面平行于 MRI 图像的切面。

[0075] 在显示关于相同横截面的超声图像 UG 和变形的 MRI 图像 MG' 后,操作员输入显示相同横截面的命令。因此,允许超声图像 UG 和变形的 MRI 图像 MG' 的坐标系的坐标转换并且完成对准过程。

[0076] 完成步骤 S4 中的对准过程后的步骤 S5 中,如在图 7 中示出的,显示图像控制装置 53 在显示装置 6 上显示由超声探头 2 的超声波的扫描平面的相同横截面的变形的 MRI 图像 MG' (在该扫描平面的超声图像 UG 旁边)。显示图像控制装置 53 执行超声图像 UG 的和变形的 MRI 图像 MG' 的坐标系的坐标转换并且显示超声图像 UG 的相同横截面的变形的 MRI 图像 MG'。这里是关于由显示图像控制装置 53 的坐标转换的说明:在该实施例中,作为超声图像 UG 的坐标系的回声数据的位置信息转换成变形的 MRI 图像 MG' 的坐标系。然后,显示图像控制装置 53 显示关于从坐标转换获得的某个横截面的变形的 MRI 图像 MG'。即使由超声探头 2 的超声波的扫描平面改变,显示图像控制装置 53 显示新捕捉的关于横截面的变形的 MRI 图像。因此,即使超声探头 2 移动并且超声图像的横截面改变,新捕捉关于相同横截面的变形的 MRI 图像 MG'。

[0077] 根据该实施例的超声诊断设备 1,超声图像 UG 和变形的 MRI 图像 MG' 是受检者 P 处于仰卧位的图像,使得可以显示关于相同横截面的乳房的相同形状的相同图像。从而,它对于诊断是有利的。

[0078] 尽管处于仰卧位和处于俯卧位的乳房的形状是非常不同的,因为乳房的形状的变形计算使用质点法或有限元法执行,可以计算变形后的乳房的形状。

[0079] 接着,解释第一实施例的备选示例。在前述实施例中,对处于仰卧位的受检者执行超声波的发射 / 接收,但当对处于站立位的受检者执行时,假设乳房是如在图 8 中示出的设置在处于竖直位置中的刚性体 X 的一个表面上的未压缩超弹性体 Y。然后,在图 6(A) 中示出的状况中的未压缩超弹性体 Y 改变到图 8 中示出的状况的变形通过质点法或有限元法计算。在该情况下,作为用于执行变形计算的应力,图 8 中示出的状况的应力在将图 6(A) 中示出的状况作为初始状况的情况下考虑。即,作为应力,考虑在竖直向下方向(图 8 中平行于刚性体 X 的方向)上的重力(体积力)W 和在与刚性体 X 平行的方向(图 8 中压向刚性体 X 的一个表面的方向)的重力(体积力)W。同样,注意本文使用的重力是当图 6(A) 的状况是标准时的相对重力。

[0080] <第二实施例>

[0081] 接着,将解释第二实施例。在前述第一实施例中,显示实时超声图像 UG 和具有超声图像 UG 的相同横截面的变形的 MRI 图像。然而,在第二实施例中,以存储在 HDD 9 或存储器 52 中的原始数据为条件,执行变形计算以产生变形的回声数据。然后,基于变形的回声数据的变形的超声图像 UG' 和基于 MRI 图像数据的 MRI 图像 MG 在显示装置 6 上显示。

[0082] 基于图 9 中的流程图来具体地对其进行解释。在图 9 的步骤 S11 中,像第一实施例

的步骤 S1 那样, MRI 图像数据被获取到超声诊断设备 1 并且存储在存储器 52 或 HDD 9 中。
[0083] 接着在步骤 S12 中, 由超声探头 2 执行超声波到受检者的发射 / 接收以捕捉回声数据。在该步骤 S12 中, 超声探头 2 扫描三维区域以捕捉三维回声数据(体积数据)。该捕捉的回声数据作为原始数据存储在存储器 52 或 HDD9 中。

[0084] 接着在步骤 S13 中, 变形计算由变形计算装置 81 对在步骤 S12 中捕捉的三维回声数据执行并且产生变形的回声数据。变形计算在三维回声数据的相应横截面上执行。

[0085] 在该步骤 S13 的变形计算中, 假设胸大肌是刚性体并且乳房是未压缩超弹性体。并且使用质点法或有限元法的变形计算对未压缩超弹性体的变形执行。然而在该实施例中, 在从如在图 10(A) 中示出的未压缩超弹性体 Y 由它的重量压向刚性体的上表面的状况改变到如在图 10(B) 中示出的未压缩超弹性体 Y 从刚性体 X 的下表面垂下的状况的情况下, 未压缩超弹性体 Y 的变形通过用质点法或有限元法计算, 则执行计算以将超声图像中的乳房的形状改变成 MRI 图像中的乳房的形状。在该实施例中, 在变形计算中, 当图 10(A) 中示出的状况是初始状况时的在图 10(B) 中施加到未压缩超弹性体 Y 的应力的大小和方向。具体地, 在用图 10(A) 的状况作为标准的图 10(B) 中, 是重力(体积力)W 的两倍的应力 $F = 2W$ 在竖直和向下方向(图 10(B) 中刚性体 X 的上表面接收应力的方向)上作用到未压缩超弹性体 Y。注意本文使用的重力是当图 10(A) 的状况是标准时的相对重力。

[0086] 由变形计算获取的变形的回声数据存储在存储器 52 或 HDD9 中。

[0087] 接着在步骤 S14 中, 显示图像控制机构 53 并排显示基于变形的回声数据的变形的超声图像 UG' 和基于 MRI 图像数据的 MRI 图像 MG。这里, 变形的超声图像 UG' 和 MRI 图像 MG 的横截面是不同的。变形的超声图像 UG' 是受检者 P 处于俯卧位(在图 5(A) 中示出的位置)的图像。

[0088] 接着在步骤 S15 中, 执行变形的超声图像 UG' 的坐标系和 MRI 图像 MG 的坐标系的对准过程。特别地, 该对准过程与在第一实施例中的步骤 S4 的过程相同, 并且通过比较显示相同横截面的变形的超声图像 UG' 和 MRI 图像 MG 来处理。实际上, 变形的超声图像 UG' 的横截面的偏移通过输入命令以通过如同用于移动 MRI 图像的横截面来进行的那样操作操作装置 7 改变横截面来完成。

[0089] 在步骤 S16 中, 完成步骤 S15 中的对准过程后, 如在图 11 中示出的, 显示图像控制装置 53 在显示装置 6 上显示关于相同横截面的变形的超声图像 UG' 和 MRI 图像 MG。在该步骤 S16 中, 通过来自操作装置 7 的命令, 即使变形的超声图像 UG' 和 MRI 图像 MG 的横截面中的任一个改变, 显示图像控制装置 53 将其中横截面改变的图像的坐标系转换成其中横截面没有改变的图像的坐标系使得显示关于相同横截面的变形的超声图像 UG' 和 MRI 图像 MG。例如, 当变形的超声图像 UG' 的横截面改变时, 在变形的超声图像 UG' 的坐标系中的新获取的横截面的坐标转换成 MRI 图像 MG 的坐标系, 然后识别对应于 MRI 图像 MG 的坐标系的横截面并且显示具有与更新的横截面相同的横截面的 MRI 图像。同样, 当 MRI 图像 MG 的横截面改变时, 将 MRI 图像 MG 的坐标系中的新获取的横截面的坐标转换成变形的超声图像 UG' 的坐标系, 然后识别对应于变形的超声图像 UG' 的坐标系的横截面并且显示关于与更新横截面是相同横截面的横截面的变形的超声图像 UG' 。

[0090] 根据上文描述的第二实施例, 变形的超声图像 UG' 和 MRI 图像 MG 是受检者 P 处于俯卧位的图像, 使得可以显示关于相同横截面的乳房的相同形状的相同图像, 如与第一实

施例相同。从而，它对于诊断是有利的。

[0091] 在第二实施例中，代替超声图像，通过将 MRI 图像中的乳房形状变形成超声图像中的乳房的形状所获取的变形的 MRI 图像可以与超声图像一起显示。

[0092] 本发明用上文提到的实施例解释，但将理解本发明可以采用各种方式修改而不偏离本发明的精神和范围。例如，医学图像不限于 MRI 图像和 X 射线 CT 图像或例如可以修改由乳腺摄影捕捉的图像。

[0093] 此外，在第二实施例中，代替在由显示图像控制装置 53 中的扫描转换器的扫描转换之前以作为回声数据的原始数据为条件的变形计算，变形计算可以在扫描转换后应用于超声图像数据。

[0094] 在第一实施例的步骤 S5 中，显示图像控制装置 53 并排显示在相同横截面的超声图像 UG 和变形的 MRI 图像 MG'，但如在图 12 中示出的，在相同横截面的超声图像 UG 和变形的 MRI 图像 MG' 可以被覆盖（或合成）并且作为透明图像显示。

[0095] 相似地，在第二实施例的步骤 S16 中，显示图像控制装置 53 并排显示在相同横截面的变形的超声图像 UG' 和变形的 MRI 图像 MG，但如在图 13 中示出的，在相同横截面的变形的超声图像 UG' 和变形的 MRI 图像 MG 可以被覆盖（或合成）并且作为透明图像显示。

[0096] 可配置本发明的许多很大程度上不同的实施例而不偏离本发明的精神和范围。应该理解本发明不限于在该说明书中描述的特定实施例，但由附上的权利要求中所限定。

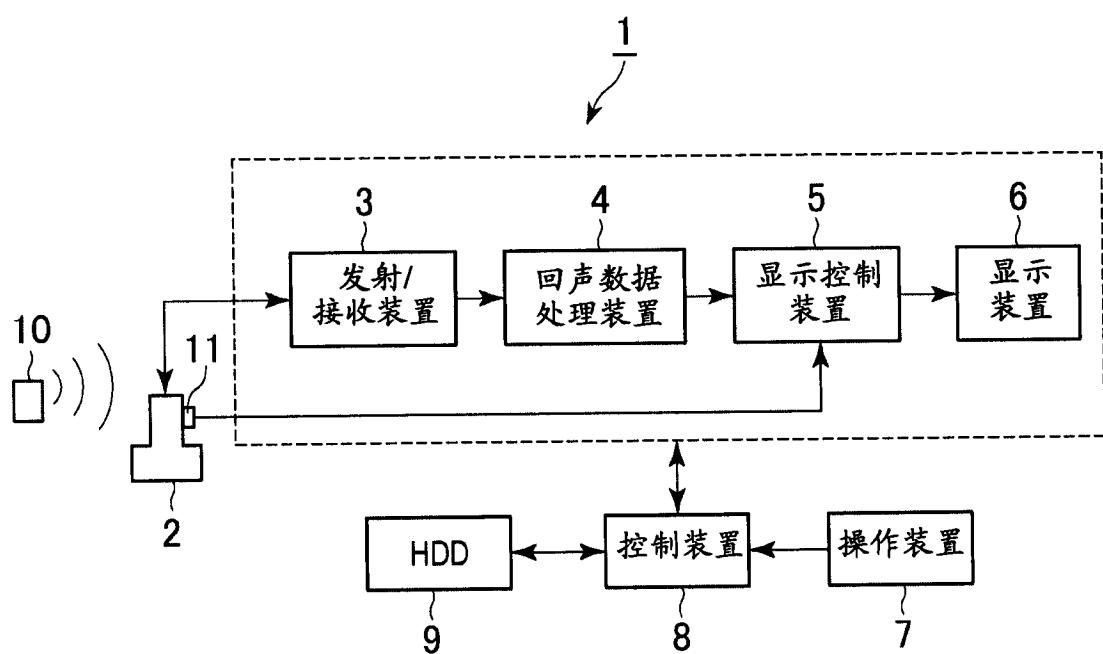


图 1

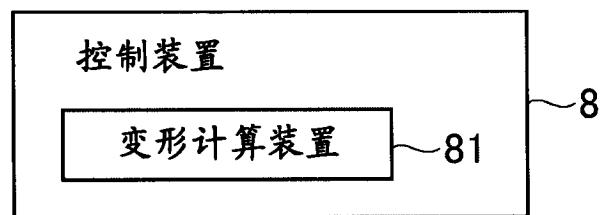
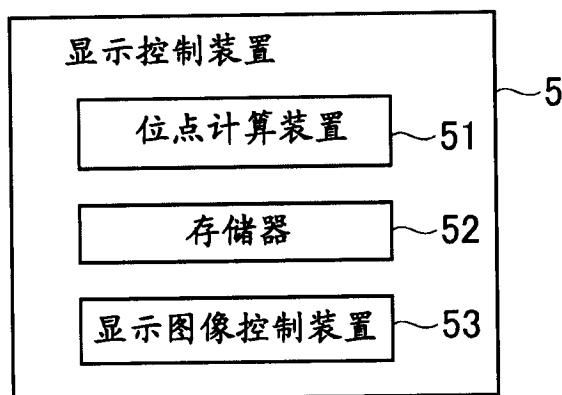


图 3

图 2

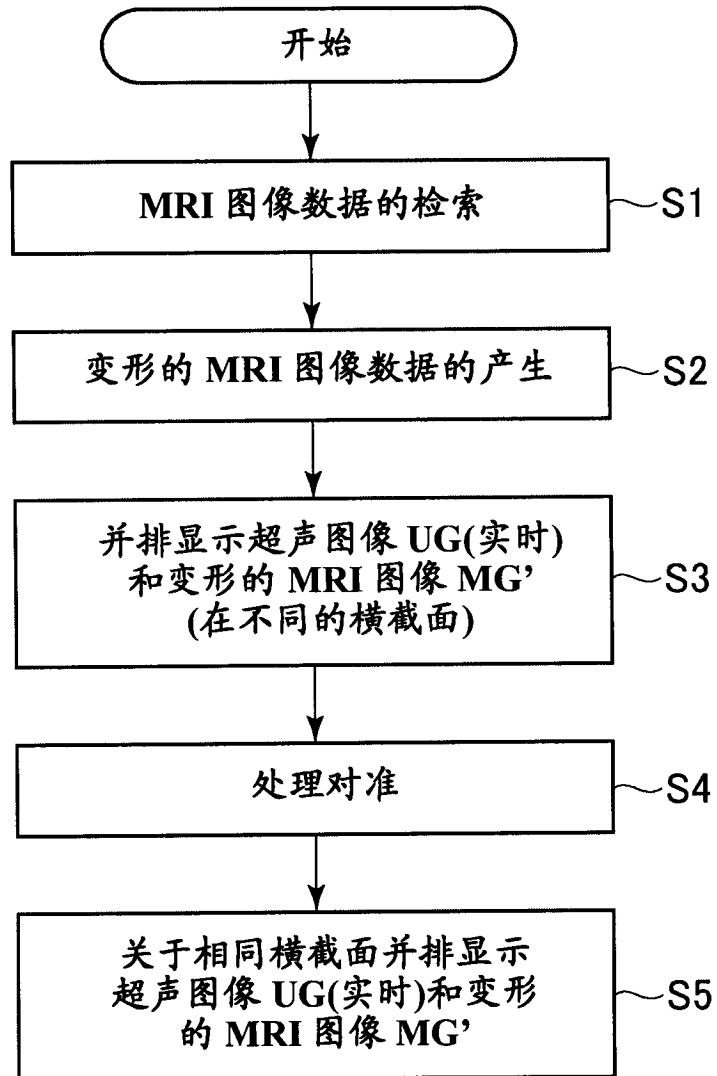


图 4

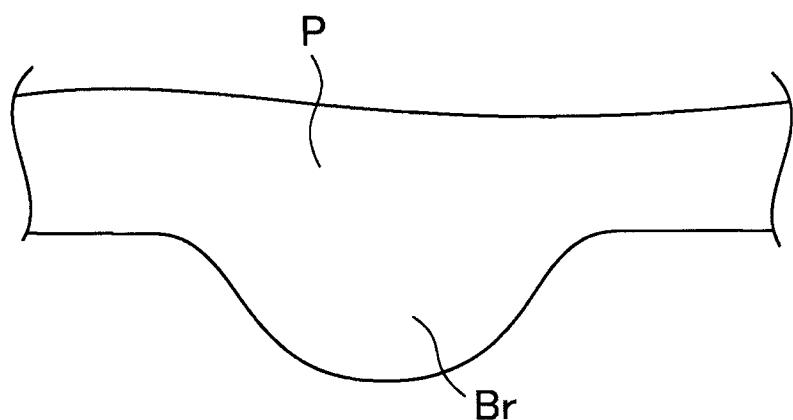


图 5(A)

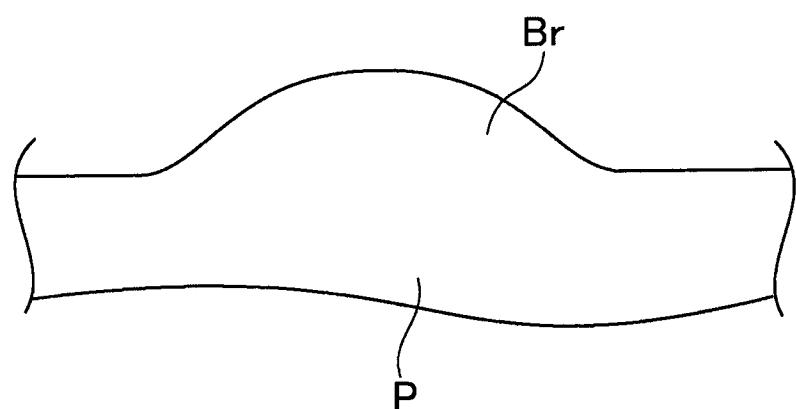


图 5(B)

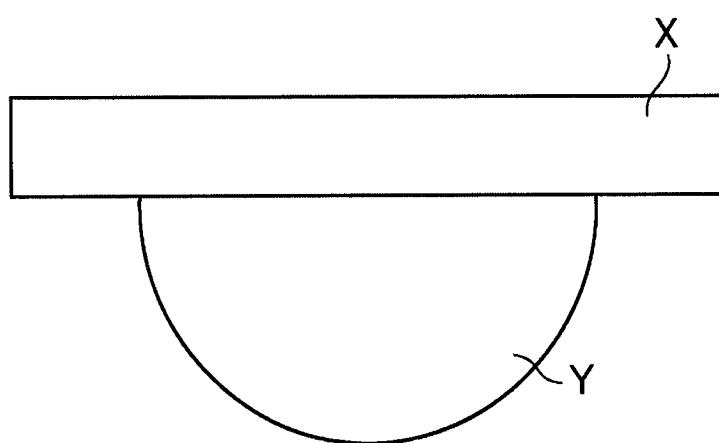


图 6(A)

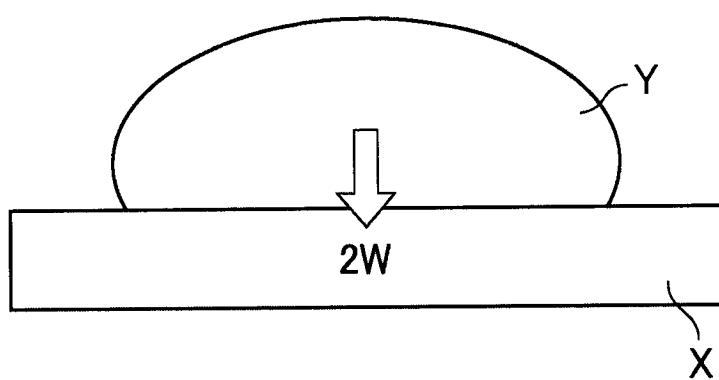


图 6(B)

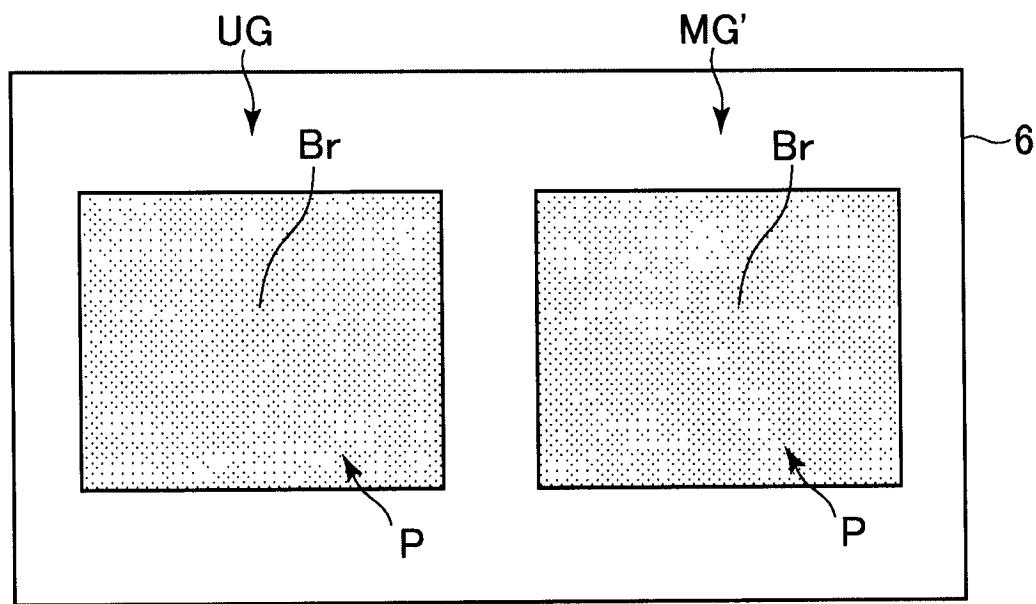


图 7

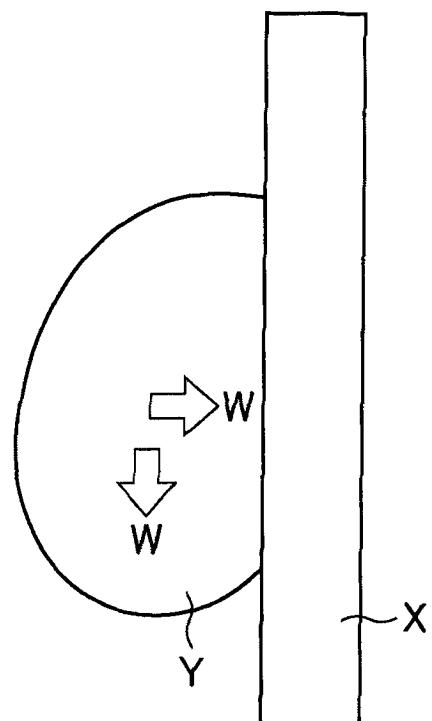


图 8

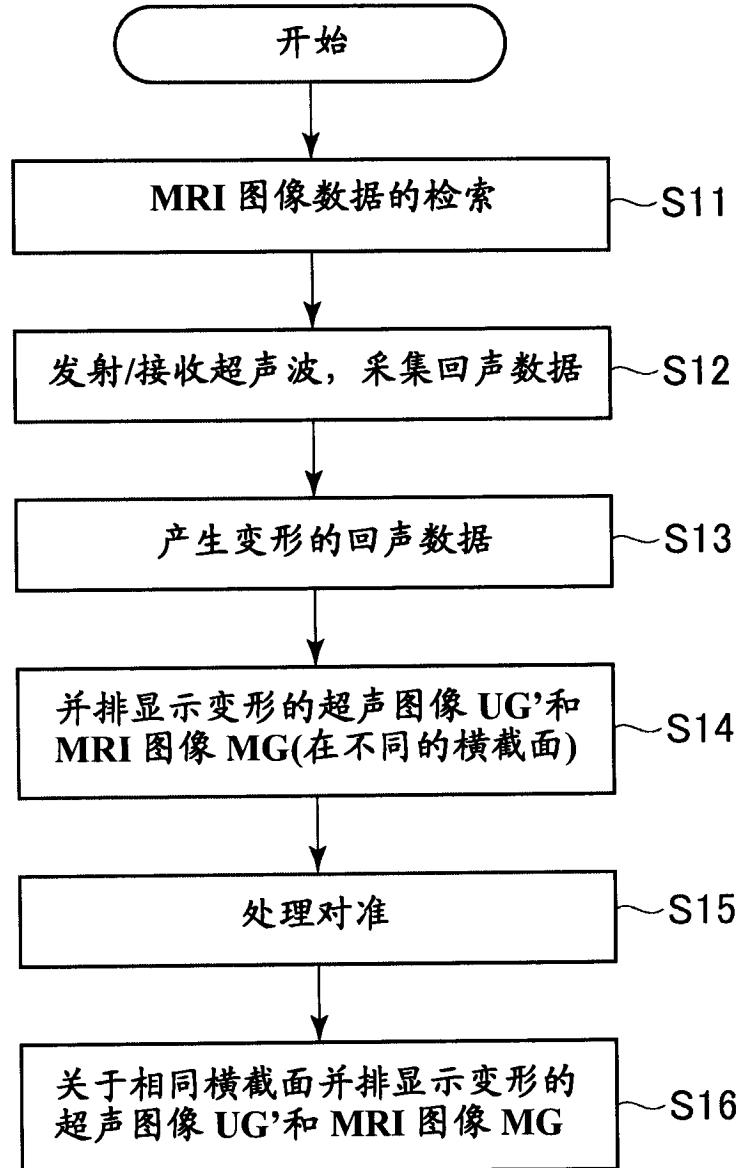


图 9

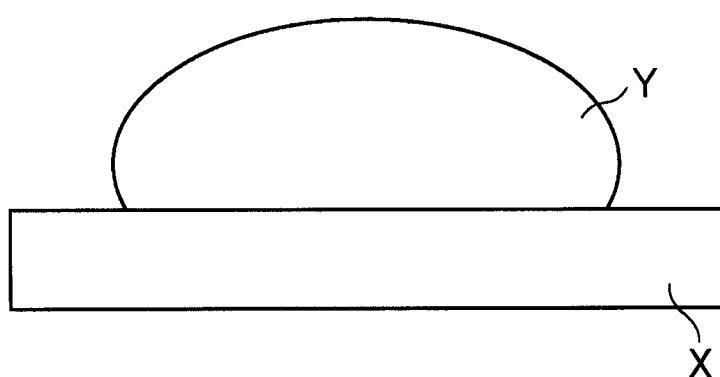


图 10(A)

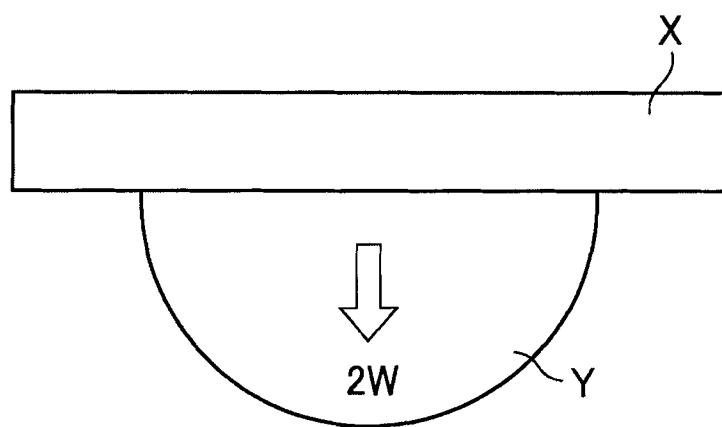


图 10(B)

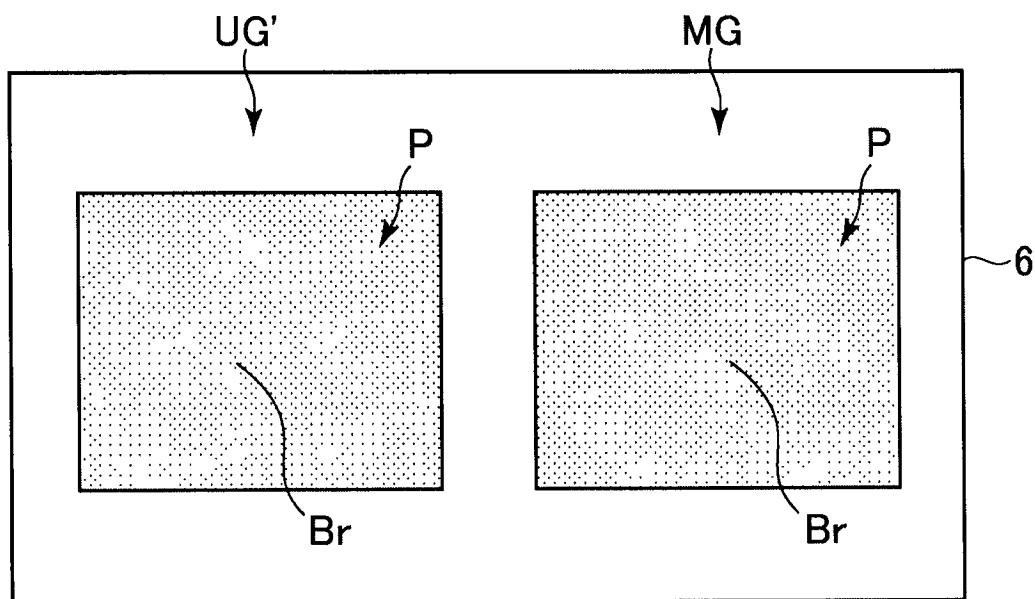


图 11

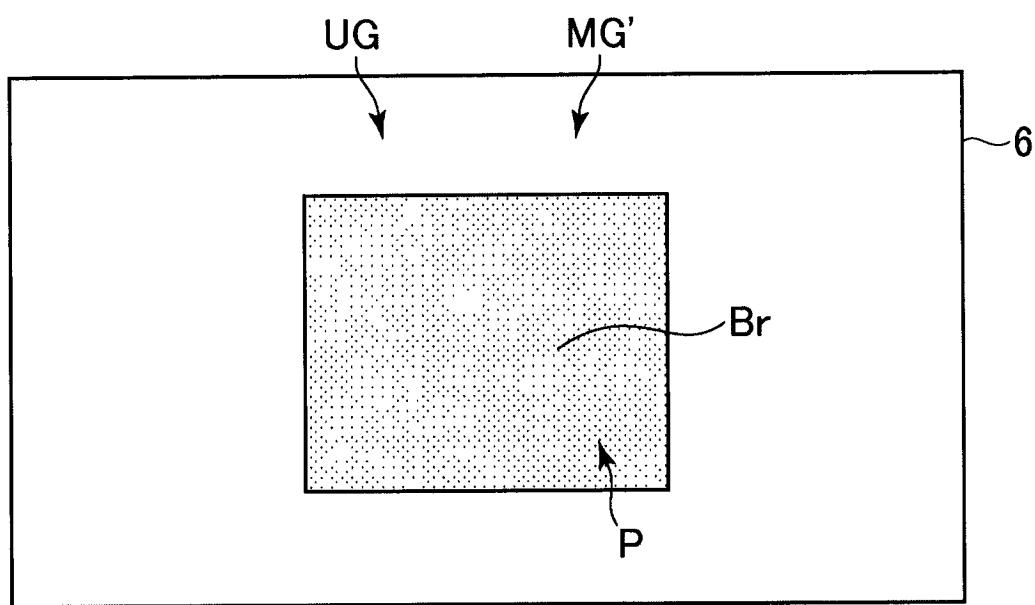


图 12

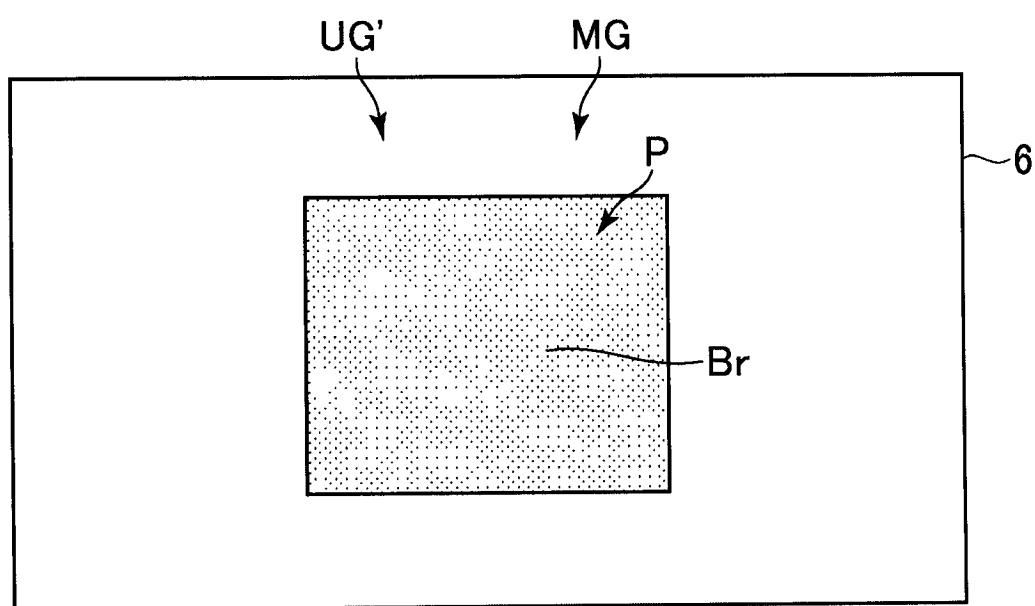


图 13

专利名称(译)	超声诊断设备和显示超声图像的方法		
公开(公告)号	CN102247166A	公开(公告)日	2011-11-23
申请号	CN201110143941.7	申请日	2011-05-19
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	阿部弥生 小笠原正文		
发明人	阿部弥生 小笠原正文		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4254		
优先权	2010115092 2010-05-19 JP		
其他公开文献	CN102247166B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种超声诊断设备(1)包括：发射超声波到受检者并且接收回声的超声探头(2)；用于检测该超声探头(2)的位点的位点传感器(10，11)；基于由该位点传感器(10，11)检测的信息计算该回声数据在三维空间中的以某点为原点的坐标系的位点的位点计算装置(51)；用于执行变形计算以将基于该回声数据的超声图像或由除了超声诊断设备(1)外的医学成像设备提前捕捉的医学图像中的任一个中的身体组织的形状变形成另一个图像的身体组织的形状的变形计算装置(81)；以及用于执行在该三维空间的坐标系中的超声图像的坐标系和该医学图像的坐标系之间的坐标转换，并且用于在显示装置(6)上显示关于相同横截面的基于由该变形计算装置(81)获取的数据的变形图像和该另一个图像的显示图像控制装置(53)。

