

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101152096 B

(45) 授权公告日 2010. 11. 03

(21) 申请号 200710161851. 4

(22) 申请日 2007. 09. 24

(30) 优先权数据

2006-262864 2006. 09. 27 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 川岸哲也 阿部康彦 桥本新一

瀧口宗基

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 许海兰

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

G06T 1/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1805711A A, 2006. 07. 19, 全文.

CN 1820711A A, 2006. 08. 23, 全文.

CN 1872001A A, 2006. 12. 06, 全文.

WO 2006059668A1 A1, 2006. 06. 08, 全文.

审查员 王锐

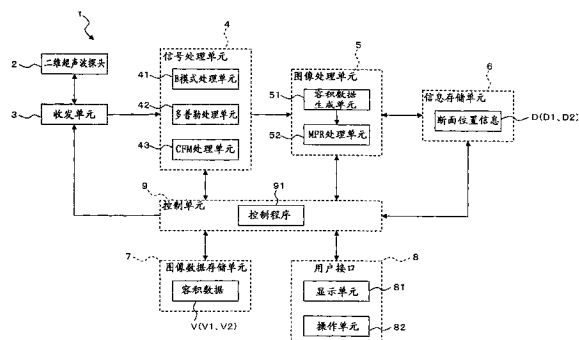
权利要求书 4 页 说明书 28 页 附图 16 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及医用图像处理装置

(57) 摘要

提供一种超声波诊断装置以及医用图像处理装置。该超声波诊断装置(1)具备:三维扫描超声波的同时进行发射,接收生物组织的反射超声波的超声波探头(2);根据其接收结果而生成MPR图像的图像数据的图像处理单元(5)(以及信号处理单元(4));存储表示该MPR图像的断面位置的断面位置信息(D)的信息存储单元(6);显示单元(81)和控制单元(9),图像处理单元(5)根据过去取得MPR图像时的断面位置信息D1所表示的断面位置和由超声波探头(2)进行的新的三维扫描得到的接收结果,生成该断面位置处的新的MPR图像的图像数据,控制单元(9)在显示单元(81)上显示新的MPR图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于具备:

三维扫描超声波的同时进行发射,接收由生物组织反射的超声波的超声波探头;

根据超声波的接收结果,生成上述生物组织的断层图像的图像数据的图像数据生成单元;

存储表示上述断层图像的断面位置的断面位置信息的存储单元;

显示单元;以及

控制上述图像数据生成单元,根据由在过去生成上述生物组织的断层图像的图像数据时的断面位置信息所表示的断面位置和新的超声波的接收结果,生成该断面位置处的新的断层图像的图像数据,而且,在上述显示单元上显示上述新的断层图像的控制单元。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像数据生成单元根据超声波的接收结果,生成上述生物组织的容积数据,生成基于上述容积数据的MPR图像的图像数据作为上述断层图像的图像数据,

上述存储单元存储上述MPR图像的断面位置作为上述断面位置信息。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备操作单元,

上述图像数据生成单元在由上述操作单元指定了断面位置时,根据过去的容积数据,生成所指定的断面位置的MPR图像的图像数据,根据新的容积数据,生成所指定的断面位置的MPR图像的图像数据,

上述控制单元在上述显示单元上并列显示上述过去的MPR图像和新的MPR图像。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具备用于变更包含上述超声波探头的超声波的扫描形态以及/或者上述图像数据生成单元的MPR图像的图像数据的生成形态在内的摄影模式的操作单元,

上述存储单元与生成了上述MPR图像的图像数据时的摄影模式相关联起来存储上述断面位置信息,

上述图像数据生成单元在由上述操作单元变更了摄影模式时,根据由在上述存储单元中存储的断面位置信息中与变更后的摄影模式相关联起来的断面位置信息所表示的断面位置,生成变更后的MPR图像的图像数据。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像数据生成单元根据上述容积数据,分别生成相互不同的两个以上断面位置的MPR图像的图像数据,

上述存储单元存储包含上述两个以上MPR图像的各个断面位置在内的断面位置信息,

上述控制单元在上述显示单元上并列显示过去的两个以上的MPR图像、和基于新的容积数据及过去的断面位置信息的两个以上的MPR图像。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述生物组织是心脏,

还具备生成表现心脏的电活动随时间变化的心电图的心电图生成单元,

上述超声波探头在按照上述心电图表示的周期巡回地扫描心脏的多个部分区域的同时发射超声波,按顺序接收由上述多个部分区域的每一个反射的超声波,

上述图像数据生成单元根据该超声波的接收结果,按顺序生成上述多个部分区域各个

的容积数据,按顺序生成基于该容积数据的 MPR 图像的图像数据作为上述断层图像的图像数据,

上述存储单元存储该 MPR 图像的断面的位置作为上述断面位置信息。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元与上述心电图所表示的周期同步地在上述显示单元上按顺序显示基于按上述顺序生成的图像数据的 MPR 图像。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元与新的心电图所表示的周期同步地在上述显示单元上按顺序且并列地显示基于过去的图像数据的上述多个部分区域的每一个的 MPR 图像、和基于新的图像数据的上述多个部分区域的每一个的 MPR 图像。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述存储单元存储上述超声波探头对于生物组织的两个以上的趋近的每一个中的断面位置信息,

上述控制单元控制上述图像数据生成单元,根据由过去的一个趋近中的断面位置信息所表示的断面位置和基于新的上述一个趋近的超声波的接收结果,生成新的断层图像的图像数据,而且

上述控制单元在上述显示单元上并列显示上述一个趋近的过去的断层图像和新的断层图像。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

关于生物组织的应力回波检查中的多个阶段的每一个,上述超声波探头发射以及接收超声波,

上述控制单元在第 1 阶段的检查以后进行第 2 阶段的检查的情况下,控制上述图像数据生成单元,根据由在生成上述第 1 阶段的断层图像的图像数据时的断面位置信息所表示的断面位置和上述第 2 阶段中的超声波的接收结果,生成该断面位置处的上述第 2 阶段的断层图像的图像数据,而且

上述控制单元在上述显示单元上并列显示上述第 1 阶段的断层图像和上述第 2 阶段的断层图像。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元在上述显示单元上并列显示上述过去的断层图像和上述新的断层图像。

12. 一种超声波诊断装置,其特征在于具备,

扫描超声波的同时进行发射,接收由生物组织反射的超声波的超声波探头;

根据超声波的接收结果,生成上述生物组织的断层图像的图像数据的图像数据生成单元;

存储表示上述超声波探头的超声波的扫描位置的扫描位置信息的存储单元;

显示单元;以及

在生成上述生物组织的新的断层图像的图像数据时,控制上述超声波探头,向由在过去生成断层图像的图像数据时的扫描位置信息所表示的扫描位置发射超声波,控制上述图像数据生成单元,根据该超声波的接收结果而生成新的断层图像的图像数据,而且,在上述显示单元上显示该新的断层图像的控制单元。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波探头根据上述控制单元的控制,在沿着相互交叉的多个方向的每一个扫描超声波的同时进行发射,

上述图像数据生成单元关于上述多个扫描方向的每一个,根据沿着该扫描方向扫描并发射的超声波的接收结果,生成以该扫描方向以及超声波的行进方向为断面的断层图像的图像数据,

上述存储单元存储表示沿着上述多个扫描方向的每一个的超声波的扫描位置的扫描位置信息。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元在上述显示单元上并列显示与上述多个扫描方向相对应的上述多个扫描位置处的过去的断层图像和新的断层图像。

15. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述存储单元存储上述超声波探头对于上述生物组织的两个以上的趋近的每一个中的扫描位置信息,

上述控制单元控制上述超声波探头,向由上述一个趋近中的扫描位置信息所表示的扫描位置发射超声波,

上述控制单元控制上述图像数据生成单元,根据该超声波的接收结果而生成新的断层图像的图像数据,而且

上述控制单元在上述显示单元上并列显示上述一个趋近的过去的断层图像和新的断层图像。

16. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

关于生物组织的应力回波检查中的多个阶段的每一个,上述超声波探头发射以及接收超声波,

上述控制单元在第 1 阶段的检查以后进行第 2 阶段的检查的情况下,控制上述超声波探头,向由在生成上述第 1 阶段的断层图像的图像数据时的扫描位置信息所表示的扫描位置发射超声波,

上述控制单元控制上述图像数据生成单元,根据向该扫描位置发射的超声波的接收结果而生成上述第 2 阶段的断层图像的图像数据,而且

上述控制单元在上述显示单元上并列显示上述第 1 阶段的断层图像和上述第 2 阶段的断层图像。

17. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制单元在上述显示单元上并列显示上述过去的断层图像和上述新的断层图像。

18. 一种医用图像处理装置,其特征在于具备:

根据由超声波诊断装置生成的生物组织的容积数据,生成 MPR 图像的图像数据的图像数据生成单元;

存储表示上述 MPR 图像的断面位置的断面位置信息的存储单元;

显示单元;以及

控制上述图像数据生成单元,根据基于在第 1 日期时间生成的容积数据的 MPR 图像的断面位置信息和在第 2 日期时间生成的容积数据,生成在由上述第 1 日期时间的断面位置

信息所表示的断面位置处的上述第 2 日期时间的 MPR 图像的图像数据,而且,在上述显示单元上显示上述第 2 日期时间的 MPR 图像的控制单元。

19. 一种医用图像处理装置,其特征在于具备:

根据由超声波诊断装置生成的生物组织的容积数据,生成 MPR 图像的图像数据的图像数据生成单元;

存储表示上述 MPR 图像的断面位置的断面位置信息的存储单元;

显示单元;以及

控制上述图像数据生成单元,根据基于在第 1 日期时间生成的容积数据的 MPR 图像的断面位置信息和在上述第 1 日期时间以及第 2 日期时间的每一个中生成的容积数据,生成在由上述第 1 日期时间的断面位置信息所表示的断面位置处的上述第 1 日期时间以及上述第 2 日期时间各个的 MPR 图像的图像数据,而且,在上述显示单元上并列显示上述第 1 日期时间的 MPR 图像和上述第 2 日期时间的 MPR 图像的控制单元。

20. 一种医用图像处理装置,关于生物组织的应力回波检查中的多个阶段中的每一个,处理由超声波诊断装置生成的容积数据,其特征在于具备:

根据上述容积数据,生成 MPR 图像的图像数据的图像数据生成单元;

存储表示上述 MPR 图像的断面位置的断面位置信息的存储单元;

显示单元;以及

在上述第 1 阶段的检查以后进行了第 2 阶段的检查的情况下,控制上述图像数据生成单元,根据生成了上述第 1 阶段的 MPR 图像的图像数据时的断面位置信息和上述第 1 阶段以及第 2 阶段各个的容积数据,生成由上述第 1 阶段的断面位置信息所表示的断面位置处的上述第 1 阶段以及上述第 2 阶段各个的 MPR 图像的图像数据,而且,在上述显示单元上并列显示上述第 1 阶段的 MPR 图像和上述第 2 阶段的 MPR 图像的控制单元。

超声波诊断装置以及医用图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置以及医用图像处理装置。超声波诊断装置是由超声波探头向被检体内发射超声波,根据其反射波取得被检体的医用图像的装置。医用图像处理装置是处理由超声波诊断装置取得的医用图像的装置。本发明特别涉及在不同的定时取得的同一个生物组织的运动功能的比较评价中使用的技术。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置具有通过仅仅使超声波探头接触体表面的简单操作就能够就地观察图像等优点。由此,超声波诊断装置广泛利用在生物组织的形态或者功能的诊断中。近年来,对于心脏的壁运动等生物组织的运动功能的评价,特别是三维的运动功能的评价,正在高度引起关注。

[0003] 另外,为了在不同的定时(日期、时刻)多次取得生物组织的图像,把这些图像进行比较,观察该生物组织的状态随时间变化,而使用超声波诊断装置。作为这种用途的代表例,有应力回波。除此以外,超声波诊断装置还在经过观察或者术前术后观察等中使用。

[0004] 应力回波是通过把没有对患者提供运动或者药剂等负荷时的图像与提供了负荷时的图像进行比较,评价心脏的运动功能的检查。另外,还有通过分阶段地提供负荷,把各阶段(phase)的图像进行比较,评价心功能的检查(例如,参照特开 2005-304757 号公报)。

[0005] 在使用二维图像的应力回波中,在应力的每个阶段取得多个断层(view)图像。作为这样的图像,例如有心尖四腔断层(apical fourchamber view)、心尖二腔断层(apical two chamber view)、左心室长轴断层(long-axis view of left ventricle)、左心室短轴断层(short-axisview of left ventricle)等断层图像。

[0006] 另外,近年来还提出了使用三维图像的应力回波。在该方法中,在应力的各阶段中,三维扫描超声波生成容积数据,在该容积数据上实施 MPR(多断面重建, Multi-Planar Reconstruction) 处理取得所希望的断层图像。

[0007] 然而,关于现有的超声波诊断装置被指出存在以下的问题。首先,在使用二维图像的应力回波中,必须使超声波探头对被检体的贴接方式发生各种变化,取得上述那样的多个断层图像,因此存在检查繁琐,检查时间长的的问题。

[0008] 另外,在心脏的壁运动的观察中适用左心室短轴断层的图像,而在使用二维图像应力回波中,只能取得乳头肌水平的短轴断层图像,因此存在不能包括左心室的状态那样地进行观察的问题。

[0009] 另一方面,在使用三维图像的应力回波中,通过在每个阶段取得容积数据生成 MPR 图像,设定能够适宜地观察心肌状态的断面。然而,该作业存在非常复杂,花费时间的问题。

[0010] 另外,由于没有显示过去的 MPR 图像和新的 MPR 图像并进行比较观察的方法,因此在使新的 MPR 图像的断面位置与过去的 MPR 图像的断面位置一致的作业中,会花费大量的人工和时间。

[0011] 另外,在比较观察中,希望对于各阶段观察相同断面的断层图像,然而在现有结构

中,难以对于各阶段设定相同的断面。

[0012] 另外,即使在三维扫描超声波的情况下,为了观察生物组织的状态,依然需要对被检体适当地贴接超声波探头。然而,超声波探头的贴接方式是只有在初次看到显示的图像后才能够确认。从而,决定超声波探头的贴接方式需要很多的人工和时间。

[0013] 另外,在经过观察或者术前术后观察等中,在比较观察基于在不同的定时取得的容积数据的断层图像时,难以对于各定时设定相同的断面。

发明内容

[0014] 本发明是为了解决以上的问题而完成的,目的在于提供在观察生物组织的随时间变化的检查中,能够容易地取得生物组织的相同断面的断层图像的超声波诊断装置以及医用图像处理装置。

[0015] 另外,本发明的另一目的在于提供能够谋求观察生物组织随时间变化的检查的方便化或者缩短时间化的超声波诊断装置以及医用图像处理装置。

[0016] 本发明的第1方案的超声波诊断装置的特征是具备:三维扫描超声波的同时进行发射,接收由生物组织反射的超声波的超声波探头;根据超声波的接收结果,生成上述生物组织的断层图像的图像数据的图像数据生成单元;存储表示上述断层图像的断面位置的断面位置信息的存储单元;显示单元;以及控制上述图像数据生成单元,根据由在过去生成上述生物组织的断层图像的图像数据时的断面位置信息所表示的断面位置和新的超声波的接收结果,生成该断面位置处的新的断层图像的图像数据,而且,在上述显示单元上显示上述新的断层图像的控制单元。

[0017] 依据第1方案,能够根据过去的断面位置信息所表示的断面位置和新的超声波的接收结果,生成并显示过去的断面位置处的新的断层图像。由此,在观察生物组织随时间变化的检查中,能够容易地取得生物组织的相同断面的断层图像。另外,能够谋求观察生物组织随时间变化的检查的方便或者缩短时间。

[0018] 本发明的第2方案的超声波诊断装置的特征是具备:扫描超声波的同时进行发射,接收由生物组织反射的超声波的超声波探头;根据超声波的接收结果,生成上述生物组织的断层图像的断层数据的断层数据生成单元;存储表示上述超声波探头的超声波的扫描位置的扫描位置信息的存储单元;显示单元;以及在生成上述生物组织的新的断层图像的图像数据时,控制上述超声波探头,向由在过去生成断层图像的图像数据时的扫描位置信息所表示的扫描位置发射超声波,控制上述图像数据生成单元,根据该超声波的接收结果而生成新的断层图像的图像数据,而且,在上述显示单元上显示该新的断层图像的控制单元。

[0019] 依据第2方案,能够向过去的扫描位置信息所表示的扫描位置发射超声波,根据该超声波的接收结果而生成并显示新的断层图像。由此,在观察生物组织随时间变化的检查中,能够容易地取得生物组织的相同断面的断层图像。另外,能够谋求观察生物组织随时间变化的检查的方便或者缩短时间。

[0020] 本发明第3方案的医用图像处理装置的特征是具备:根据由超声波诊断装置生成的生物组织的容积数据,生成MPR图像的图像数据的图像数据生成单元;存储表示上述MPR图像的断面位置的断面位置信息的存储单元;显示单元;以及控制上述图像数据生成

单元,根据基于在第 1 日期时间生成的容积数据的 MPR 图像的断面位置信息和在第 2 日期时间生成的容积数据,生成在上述第 1 日期时间的断面位置信息中表示的断面位置处的上述第 2 日期时间的 MPR 图像的图像数据,而且,在上述显示单元上显示上述第 2 日期时间的 MPR 图像的控制单元。

[0021] 依据第 3 方案,能够根据在第 1 日期时间的断面位置信息中表示的断面位置和第 2 日期时间的容积数据,生成并显示第 1 日期时间的断面位置处的第 2 日期时间的 MPR 图像。由此,在观察生物组织随时间变化的检查中,能够容易地取得生物组织的相同断面的断层图像。另外,能够谋求观察生物组织随时间变化的检查的方便或者缩短时间。

[0022] 本发明第 4 方案的医用图像处理装置的特征是具备:根据由超声波诊断装置生成的生物组织的容积数据,生成 MPR 图像的图像数据的图像数据生成单元;存储表示上述 MPR 图像的断面位置的断面位置信息的存储单元;显示单元;以及控制上述图像数据生成单元,根据基于在第 1 日期时间生成的容积数据的 MPR 图像的断面位置信息和分别在上述第 1 日期时间以及第 2 日期时间生成的容积数据,生成在第 1 日期时间的断面位置信息中表示的断面位置处的上述第 1 日期时间以及上述第 2 日期时间各个的 MPR 图像的图像数据,而且,在上述显示单元上并列显示上述第 1 日期时间的 MPR 图像和上述第 2 日期时间的 MPR 图像的控制单元。

[0023] 依据第 4 方案,根据第 1 日期时间的断面位置信息和第 1 日期时间以及第 2 日期时间各个的容积数据,生成上述第 1 日期时间的断面位置处的第 1 日期时间以及上述第 2 日期时间的 MPR 图像,能够并列显示这些 MPR 图像。由此,在观察生物组织随时间变化的检查中,能够容易地取得生物组织的相同断面的断层图像。另外,能够谋求观察生物组织随时间变化的检查的方便或者缩短时间。

[0024] 本发明第 5 方案的医用图像处理装置关于生物组织的应力回波检查中的多个阶段的每一个,处理由超声波诊断装置生成的容积数据,特征是具备:根据上述容积数据生成 MPR 图像的图像数据的图像数据生成单元;存储表示上述 MPR 图像的断面位置的断面位置信息的存储单元;显示单元;在第 1 阶段的检查以后进行了第 2 阶段的检查的情况下,控制上述图像数据生成单元,根据生成上述第 1 阶段的 MPR 图像的图像数据时的断面位置信息和上述第 1 阶段以及上述第 2 阶段各个的容积数据,生成上述第 1 阶段的断面位置信息中表示的断面位置处的上述第 1 阶段以及上述第 2 阶段各个的 MPR 图像的图像数据,而且,在上述显示单元上并列显示上述第 1 阶段的 MPR 图像和上述第 2 阶段的 MPR 图像的控制单元。

[0025] 依据第 5 方案,根据第 1 阶段的断面位置信息和第 1 阶段以及第 2 阶段各个的容积数据,生成第 1 阶段的断面位置处的第 1 阶段以及第 2 阶段各个的 MPR 图像,能够并列显示这些 MPR 图像。由此,在生物组织的应力回波检查中,能够容易地取得生物组织的相同断面的断层图像。另外,能够谋求应力回波检查的方便或者缩短时间。

附图说明

[0026] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式的总体结构的一个例子的概略框图。

[0027] 图 2A 以及图 2B 是用于说明本发明的超声波诊断装置的实施方式中的超声波的扫

描样态的一个例子的概略说明图。

[0028] 图 3 是用于说明本发明的超声波诊断装置的实施方式中的超声波的扫描样态的一个例子的概略说明图。

[0029] 图 4 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式的动作样态的一个例子的流程图。

[0030] 图 5 是根据本发明的超声波诊断装置的实施方式显示的显示画面的一个例子的概略图。

[0031] 图 6 是根据本发明的超声波诊断装置的实施方式显示的显示画面的一个例子的概略图。

[0032] 图 7 是根据本发明的超声波诊断装置的实施方式显示的显示画面的一个例子的概略图。

[0033] 图 8 是根据本发明的超声波诊断装置的实施方式显示的显示画面的一个例子的概略图。

[0034] 图 9 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式的变形例的整体结构的一个例子的概略框图。

[0035] 图 10 是用于说明本发明的超声波诊断装置的实施方式的变形例中的图像的显示样态的概略说明图。

[0036] 图 11A 以及图 11B 是用于说明本发明的超声波诊断装置的实施方式的变形例中的断面位置的设定处理的概略说明图。

[0037] 图 12 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式的整体结构的一个例子的概略框图。

[0038] 图 13 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式的动作样态的一个例子的流程图。

[0039] 图 14A 以及图 14B 是用于说明本发明的超声波诊断装置的实施方式的超声波的多断面扫描的扫描形态的概略说明图。

[0040] 图 15 是表示本发明的医用图像处理装置的实施方式的整体结构的一个例子的概略框图。

[0041] 图 16 是用于说明本发明的超声波诊断装置或者医用图像处理装置的实施方式的变形例的概略说明图。

具体实施方式

[0042] 参照附图详细地说明本发明的超声波诊断装置以及医用图像处理装置的实施方式的一个例子。

[0043] < 第 1 实施方式 >

[0044] 图 1 表示本发明的超声波诊断装置的第 1 实施方式的整体结构的一个例子。超声波诊断装置 1 例如是为了取得心脏等生物组织的形态的图像或者表示血流状态的图像而使用的装置。

[0045] [装置结构]

[0046] 超声波诊断装置 1 构成为包括二维超声波探头 2、收发单元 3、信号处理单元 4、图

像处理单元 5、信息存储单元 6、图像数据存储单元 7、用户接口 8 以及控制单元 9。以下,说明构成超声波诊断装置 1 的各部分的具体例子。

[0047] [用户接口、控制单元]

[0048] 首先,说明用户接口 8 和控制单元 9。在用户接口 8 中设置显示单元 81 和操作单元 82。

[0049] 显示单元 81 相当于该发明的「显示单元」的一个例子。显示单元 81 由 LCD(液晶显示器)或者 CRT(阴极射线管)显示器等任意的显示器件构成。

[0050] 在显示单元 81 中显示由超声波诊断装置 1 取得的超声波图像等各种图像。另外,在显示单元 81 上显示与图像有关的 DICOM(医疗中的数字图像和通信, Digital Imaging and Communications in Medicine)附带信息等各种信息。

[0051] 操作单元 82 由鼠标、跟踪球、操纵杆、控制屏、键盘等任意的操作器件或者输入器件构成。操作单元 82 用作为该发明的「操作单元」的一个例子。

[0052] 控制单元 9 构成为包括 CPU 微处理器、存储器或者硬盘驱动器等存储装置。在存储装置中,预先存储控制程序 91。微处理机通过根据控制程序 91 动作,使超声波诊断装置 1 执行本发明中的特征性的动作。

[0053] 由此,控制单元 9 例如使图像或者画面显示在显示单元 81 上。另外,控制单元 9 使超声波诊断装置 1 执行与来自操作单元 82 的操作信号相对应的动作。

[0054] 控制单元 9 作用为该发明的「控制单元」的一个例子。

[0055] [二维超声波探头]

[0056] 在二维超声波探头 2(有时简单地称为超声波探头。)中,设置多个超声波振子。多个超声波振子二维(例如矩阵形(网格形))排列(省略图示。)。多个超声波振子是由收发单元 3 单独驱动,发射超声波。进而,多个超声波振子接收由生物组织反射的超声波。

[0057] 图 2 以及图 3 表示二维超声波探头 2 的超声波扫描的形态。如图 2B 所示,超声波探头 2 沿着主扫描方向 X 扫描从超声波振子的排列面发射的超声波(束)。由此,形成放射形(扇形状)的二维扫描面 P。进而,超声波探头 2 沿着与主扫描方向 X 垂直的副扫描方向 Y 扫描超声波,如图 2B 所示,顺序形成沿着负扫描方向 Y 排列的多个扇形形状的二维扫描面 P1、P2、……、Pn。这样,超声波探头 2 通过在三维地扫描超声波的同时进行发射,形成图 3 所示的三维扫描区 R。

[0058] 另外,一般,由对于生物组织的超声波探头或者扫描原点的相对位置决定由超声波诊断装置取得的断层图像(B 模式图像)的断面位置。即,如果超声波探头或者扫描原点的位置改变,则取得与其相对应的断面位置的断层图像。

[0059] [收发单元]

[0060] 收发单元具有向超声波探头 2 供给电信号发射超声波的发射单元。另外,收发单元 3 具有接收从接收了该超声波的反射波的超声波探头 2 输出的回波信号(接收信号)的接收单元(都省略了图示。)

[0061] 收发单元 3 的发射单元构成为包括未图示的时钟发生电路、发射延迟电路以及脉冲发生电路等。时钟发生电路发生决定超声波的发射定时或者发射频率的时钟信号。发射延迟电路在超声波的发射时加入延迟实施发射跟踪。脉冲发生电路在内部安装与对应于各超声波振子的个别路径(通道)相当的个数的脉冲发生器。由此,脉冲发生电路在加了延

迟的发射定时发生驱动脉冲,供给到超声波探头 2 的各超声波振子。

[0062] 另外,收发单元 3 的接收单元构成为包括未图示的预放大器电路、A/D 变换电路、以及接收延迟·加法电路。预放大器电路在每一个接收通道放大从超声波探头 2 的各超声波振子输出的回波信号。A/D 变换电路把放大的回波信号进行 A(模拟)/D(数字)变换。接收延迟·加法电路提供在对 A/D 变换后的回波信号决定接收方向性时所需要的延迟时间并相加。通过该加法处理,强调与来自接收方向性相对应的方向的反射成分。另外,有时也把加法处理了的信号称为「RF 数据(或者原始数据)」等。收发单元 3 把这样取得的 RF 数据输入到信号处理单元 4。

[0063] [信号处理单元]

[0064] 信号处理单元 4 根据从收发单元 3 输入的 RF 数据,把回波信号的振幅信息变换成影像。由信号处理单元 4 生成的数据传送到控制单元 9,显示在用户接口 8 的显示单元 81 上,或者输入到图像处理单元 5。信号处理单元 4 构成为主要包括 B 模式处理单元 41、多普勒处理单元 42 以及 CFM 处理单元 43。

[0065] (B 模式处理单元)

[0066] B(亮度)模式处理单元 41 根据 RF 数据生成 B 模式超声波光栅数据。更具体地说明的话,B 模式处理单元 41 对于 RF 数据进行带通滤波处理,检测其输出信号的包络线,对于该检测数据实施基于对数变换的压缩处理。由此,对于各二维扫描面 P1 ~ Pn,生成以亮度表现了信号强度的断层图像的图像数据。

[0067] (多普勒处理单元)

[0068] 多普勒处理单元 42 例如根据脉冲多普勒法(PW 多普勒法)或者连续波多普勒法(CW 多普勒法)生成血流信息。例如通过操作用户接口 8 的操作单元 82 选择性地适用这些方法。

[0069] 在脉冲多普勒法中,通过使用脉冲波,检测某个深度(距超声波探头 2 的距离)下的起因于血流的多普勒效果的超声波的频率变位(多普勒变位频率成分)。这样,脉冲多普勒法由于具有良好的距离分辨率,因此适宜在特定部位的组织或者血流的深度测量等中使用。

[0070] 在适用脉冲多普勒法的情况下,多普勒处理单元 42 关于从收发单元 3 输入的 RF 数据,以相位检测预定大小的血流观测区域中的信号,抽取出多普勒变位频率成分。进而,多普勒处理单元 42 实施 FFT(快速傅里叶变换)处理,生成表示血流观察区域内的血流速度的多普勒频率分布的数据。

[0071] 另一方面,在连续波多普勒法中,通过使用连续波,得到重叠了超声波的收发方向(二维扫描面 P 中的径向)的所有部位中的多普勒变位频率成分的信号。该信号是反映了全部超声波路径上的血流状态的信号。在连续多普勒法中,具有测量速度出色的优点。

[0072] 在适用连续多普勒法的情况下,多普勒处理单元 42 关于从收发单元 3 输入的 RF 数据,以相位检测在血流观测的采样线上接收的信号从而抽取出多普勒变位频率成分。进而,多普勒处理单元 42 实施 FFT 处理,生成表示出采样线上的血流速度的多普勒频率分布的数据。

[0073] (CFM 处理单元)

[0074] CFM(彩色流映像,Color Flow Mapping)处理单元 43 当实施彩色流映像法时动

作。彩色流映像是把生物组织的血流信息以彩色叠加到单色的 B 模式图像上实时显示的方法。作为血流信息,有血流速度、分散、能量等。作为二值化了的信息而获得血流信息。另外,假定「实时」是允许能够把超声波探头 2 贴接在被检查者上的同时取得基于超声波扫描的超声波图像程度的时间差 (lag)。

[0075] CFM 处理单元 43 构成为包括相位检波电路、MTI (活动目标指示) 滤波器、自相关器、流速·分散运算器等。CFM 处理单元 43 用高通滤波处理 (MTI 滤波处理) 分离反映了生物组织的形态的信号和反映了血流的血流信号。进而,CFM 处理单元 43 执行自相关处理,关于多个位置求血流速度·分散、能量等血流信息。另外,CFM 处理单元 43 有时还实施用于降低形态 (shape) 信号的非线性处理等。

[0076] [图像处理单元]

[0077] 图像处理单元 5 进行基于由信号处理单元 4 生成的数据的各种图像处理。例如,图像处理单元 5 具有 DSC (数字扫描转换器)。DSC 把由信号处理单元 4 生成的与超声波扫描同步的数据变换成显示用的数据 (电视扫描方式的数据)。该处理称为扫描转换处理。

[0078] 另外,在图像处理单元 5 中设置以下说明的容积数据生成单元 51 和 MPR 处理单元 52。

[0079] (容积数据生成单元)

[0080] 容积数据生成单元 51 在由 B 模式处理单元 41 生成的二维扫描面 P1 ~ Pn 的图像数据上实施内插处理等,生成容积数据 (voxel data)。容积数据生成单元 51 构成为包括例如 DSC 或者微处理器等。

[0081] 在显示基于容积数据的模拟三维图像的情况下,图像处理单元 5 对于容积数据实施容积补偿 (Volume Rendering) 处理或者 MIP (Maximum Intensity Projection) 处理等的图像处理,生成显示用的图像数据。控制单元 9 根据显示用的图像数据,在显示单元 81 上显示模拟的三维图像。

[0082] (MPR 处理单元)

[0083] MPR (多断面重建, Multi-Plannar Reconstruction) 处理单元 52 通过对于容积数据生成单元 51 生成的容积数据进行断面变换处理,生成生物组织的任意的断面位置处的断层图像 (MPR 图像) 的图像数据。MPR 处理单元 52 构成为包括例如 DSC 或者微处理器等。

[0084] 这样,信号处理单元 4 (的 B 模式处理单元 41) 以及图像处理单元 5 根据超声波探头 2 的超声波接收结果 (从收发单元 3 输出的数据),生成生物组织的断层图像 (基于容积数据的 MPR 图像) 的图像数据。信号处理单元 4 以及图像处理单元 5 相当于本发明的「图像数据生成单元」的一个例子。

[0085] [信息存储单元]

[0086] 信息存储单元 6 存储表示 MPR 图像的断面位置的断面位置信息的信息。存储单元 6 相当于该发明的「存储单元」的一个例子。断面位置信息 D 表示的断面位置例如使用以容积数据定义的三维坐标系统表示。

[0087] 断面位置信息 D 与患者 ID 等患者识别信息相关联起来存储。控制单元 9 能够把患者识别信息作为检索密钥,检索目的断面位置信息 D。另外,断面位置信息 D 还与表示生成了 MPR 图像的图像数据的日期时间的检查日期时间信息相关联。检查日期时间信息用作检索根据检查日期时间而检索断面位置信息 D 时的检索密钥。

[0088] 信息存储单元 6 构成为例如包括存储器或者硬盘驱动器等存储装置。微处理器等（控制单元 9）进行对于信息存储单元 6 的数据写入处理或者读出处理。

[0089] [图像数据存储单元]

[0090] 图像数据存储单元 7 存储由容积数据生成单元 51 生成的容积数据 V 或者 MPR 图像的图像数据等各种图像数据。另外,将图像数据的 DICOM 附带信息等各种数据也存储在图像数据存储单元 7 中。

[0091] 图像数据存储单元 7 构成为例如包括 DRAM(动态随机访问存储器)等存储器或者硬盘驱动器等容量比较大的存储装置。微处理器等（控制单元 9）进行对于图像数据存储单元 7 的数据写入处理或者读出处理。

[0092] [使用形态]

[0093] 使用图 4～图 7 说明超声波诊断装置 1 的使用形态的一个例子。

[0094] 这里,说明实施心脏的应力回波时的使用形态。应力回波是观察心肌的运动(功能)如何根据加到被检体上的负荷而变化的检查。从而,如上所述,关于加负荷的前后(或者负荷的阶段(phase)),取得心脏的相同断面位置处的图像,比较观察心肌的相同部位是重要的。

[0095] 以下,说明在静止阶段(rest phase)中的检查和应力阶段(stressphase)中的检查中用于取得心脏的(几乎)相同断面位置的图像的使用形态。所谓静止阶段表示没有把运动或者药剂等应力加到被检体上的状态。所谓应力阶段表示在被检体上加了应力的状态。

[0096] [静止阶段中的检查]

[0097] 最初进行静止阶段中的检查。为此,首先,在被检体的体表面或者超声波探头 2 的超声波输出面上涂抹超声波胶(jelly)等匹配媒质。而且,使超声波探头 2 贴接到心脏的心尖部分附近的体表面,进行超声波的三维扫描(S1)。这种超声波探头 2 的贴接方法称为心尖部分趋近(approach)。

[0098] 超声波探头 2 的接收结果经过收发单元 3 传送到 B 模式处理单元 41。B 模式处理单元 41 根据从收发单元 3 输入的数据生成断层图像的图像数据。由此,得到图 2B 所示的各二维扫描面 P1、P2、……、Pn 中的断层图像的图像数据。

[0099] 容积数据生成单元 51 根据这些图像数据生成容积数据(S2)。该容积数据例如保存在图像数据存储单元 7 中。

[0100] 这里,以预定的时间间隔反复进行步骤 S1、S2。由此,以预定的时间间隔(帧速率)取得容积数据。存储在图像数据存储单元 7 中的容积数据包括以该帧速率取得的多个容积数据。

[0101] MPR 处理单元 52 根据容积数据生成 MPR 图像的图像数据(S3)。控制单元 9 在显示单元 81 上显示该 MPR 图像(S4)。另外,根据情况,也能够从步骤 S1 的三维扫描得到的数据直接生成 MPR 图像的图像数据。

[0102] 另外,在步骤 S3 中,能够显示心脏的不同多个断面位置处的 MPR 图像。另外,在该使用形态中,由于进行使用了三维超声波扫描(容积扫描)的心尖部分趋近,因此能够(原理上)取得并显示心脏的任意断面位置处的 MPR 图像。由此,例如能够以任意的水平(把心尖部分与心肌部分连接起来的方向的任意位置(深度))显示在心脏的壁运动的评价中

最佳的左心室短轴断层的 MPR 图像。

[0103] 在步骤 S3、S4 中,MPR 处理单元 52 根据以预定的帧速率取得的容积数据,顺序生成预定断面位置处的 MPR 图像的图像数据,进而,控制单元 9 以预定的帧速率在显示单元 81 上显示顺序生成的 MPR 图像。

[0104] 这里,使用者根据需要在操作单元 82 上进行操作以指定所希望的断面位置。MPR 处理单元 52 根据以预定的帧速率取得的容积数据,生成使用者指定的各个位置的 MPR 图像的图像数据。控制单元 9 在显示单元 81 上显示顺序生成的 MPR 图像。由此,在显示单元 81 上显示使用者指定的断面位置处的心脏的 MPR 图像的活动图像(预定的帧速率)。

[0105] 图 5 表示步骤 S4 中的 MPR 图像的显示形态的一个例子。在断层图像显示画面 1000 中显示多个 MPR 图像。在该断层图像显示画面 1000 上设置 5 个显示区 1001 ~ 1005。在这些显示区 1001 ~ 1005 中分别显示 MPR 图像。

[0106] 在沿着画面纵向排列的显示区 1001、1002、1003 中分别显示心尖部分水平、乳头肌水平,心基部分水平的左心室短轴断层的 MPR 图像的活动图像 G1、G2、G3。

[0107] 这里,在断层图像显示画面 1000 上显示的 MPR 图像的断面位置或者张数最好设定成包括全部由 ASE(美国心脏回波图像学会)等推荐的部位。另外,为了更细致地观察心脏,还能够设置例如心脏的 16 个断面位置,显示较多的断面位置的 MPR 图像。

[0108] 另外,在断层图像显示画面 1000 上,除了上述的 MPR 图像 G1 ~ G3,还分别在显示区 1004、1005 上显示心尖四腔断层、心尖二腔断层的 MPR 图像的活动图像 G4、G5。

[0109] 使用者通过操作单元 82 使在显示区 1004、1005 的下方显示的断面位置变更操作单元 1006 表示的断面位置移动,能够分别变更在各显示区 1001 ~ 1005 上表示的 MPR 图像的断面位置。该操作例如通过把表示断面位置的图中的平面拖动到所希望的断面位置而进行。

[0110] 另外,使用者边观察在断层图像显示画面 1000 上显示的 MPR 图像,边调节超声波探头 2 向被检体的接触方式,使得显示能够适宜地观察心脏的壁运动形态的断面位置的活动图像(特别是左心室短轴断层的活动图像 G1、G2、G3)(S5)。

[0111] 如果显示了适宜的断面位置的活动图像,则使用者通过操作单元 82 进行用于保存图像数据的预定操作(S6)。作为该操作,例如进行鼠标的点击等。如果进行该操作,则控制单元 9 把成为该活动图像的基础的预定帧速率的容积数据作为静止阶段的容积数据 V1 保存到图像数据保存单元 7 中(S7)。

[0112] 这里,代替保存容积数据 V1,也能够构成为保存在显示区 1001 ~ 1005 中分别显示的 MPR 图像的活动图像 G1 ~ G5 的图像数据。另外,还能够构成为保存容积数据 V1 和活动图像 G1 ~ G5 的图像数据的双方。

[0113] 另外,控制单元 9 把表示静止阶段中的适宜断面位置的断面位置信息 D1 保存在信息存储单元 6 中(S8)。在断面位置信息 D1 中,例如包括在各显示区 1001 ~ 1005 中显示的 MPR 图像的活动图像数据 G1 ~ G5 的断面位置。各个断面位置例如由以容积数据 V1 定义了的三维坐标系统表现。通过以上动作,结束静止阶段中的检查。

[0114] [应力阶段中的检查]

[0115] 接着,进行应力阶段中的检查。为此,首先,使用者在显示单元 81 上显示表示应力阶段的 MPR 图像画面,例如,图 6 所示的断层图像比较画面 2000(S9)。

[0116] 在断层图像比较画面 2000 中,设置显示区 2001 ~ 2004。在显示区 2001 ~ 2004 中,并列显示不同的两个状态的图像。图 6 中,在显示区 2001、2002 中分别显示静止阶段中的 MPR 图像,在显示区 2003、2004 中分别显示应力阶段中的 MPR 图像。

[0117] 控制单元 9 从图像数据存储单元 7 读出在步骤 S7 中保存的静止阶段的容积数据 V1,传送到 MPR 处理单元 52。另外,控制单元 9 向 MPR 处理单元 52 传送在步骤 S8 中保存的断面位置信息 D1。

[0118] MPR 处理单元 52 根据容积数据 V1 和断面位置信息 D1,生成静止阶段的 MPR 图像的图像数据。控制单元 9 根据所生成的图像数据,把静止阶段的 MPR 图像显示在断层图像比较画面 2000 上 (S10)。

[0119] 在图 6 表示的显示区 2001、2002 中,作为显示形态的一个例子,分别显示心尖四腔断层、心尖二腔断层的 MPR 图像的活动图像 G4、G5。另外,所显示的图像不一定是活动图像,也可以是心跳的某个时相中的静止图像。

[0120] 另外,在上述的步骤 S10 中,显示基于容积数据 V1 的 MPR 图像,但并不限于该图像。例如,在步骤 S7 中保存 MPR 图像的图像数据,在步骤 S10 中显示该 MPR 图像数据的情况下,能够选择性地在显示区 2001、2002 中显示例如由使用者指定的断面位置的 MPR 图像。

[0121] 进而,使用者为了取得加了应力的心脏的图像,根据需要涂抹超声波胶等,使超声波探头 2 贴接心脏的心尖部分附近的体表面,进行超声波的三维扫描 (S11)。

[0122] 超声波探头 2 的接收结果经过收发单元 3 传送到 B 模式处理单元 41,生成断层图像的图像数据。进而,容积数据生成单元 51 根据这些断层图像的图像数据生成容积数据 (S12)。与步骤 S1、S2 相同,以预定的时间间隔反复进行步骤 S11、S12。由此,以预定的帧速率取得容积数据。

[0123] MPR 处理单元 52 根据容积数据和断面位置信息 D1,生成在断面位置信息 D1 中表示的断面位置处的 MPR 图像 (这里是心尖四腔断层、心尖二腔断层) 的图像数据 (S13)。控制单元 9 在断层图像比较画面 2000 上显示心尖四腔断层以及心尖二腔断层的 MPR 图像 (S14)。

[0124] 由此,如图 6 所示,在断层图像比较画面 2000 的显示区 2003、2004 中,以预定的帧速率实时显示应力阶段中的心尖四腔断层、心尖二腔断层的 MPR 图像的活动图像 G4'、G5'。MPR 图像 G4'、G5' 分别具有与静止阶段中的 MPR 图像 G4、G5 的断面位置一致的断面位置。

[0125] 图 6 中,并列设置显示区 2001 和显示器 2003,并列设置显示区 2002 和显示区 2004。

[0126] 在显示区 2001 中,显示静止阶段的心尖四腔断层的 MPR 图像 (活动图像) G4,在显示区 2003 中,显示应力阶段的心尖四腔断层的 MPR 图像 (活动图像) G4'。由此,使用者能够容易地比较观察阶段不同的心尖四腔断层的 MPR 图像 G4、G4'。

[0127] 另外,在显示区 2002 中,显示静止阶段的心尖二腔断层的 MPR 图像 (活动图像) G5,在显示区 2004 中,显示应力阶段的心尖二腔断层的 MPR 图像 (活动图像) G5'。由此,使用者能够容易地比较观察阶段不同的心尖二腔断层的 MPR 图像 G5、G5'。

[0128] 这里,使用者根据需要,调节超声波探头 2 对于被检体的接触方式,使得心尖四腔断层的 MPR 图像 G4' 的断面位置与 MPR 图像 G4 相同 (或者,心尖二腔断层的 MPR 图像 G5' 的断面位置与 MPR 图像 G5 相同)。即,使用者边比较观察在显示区 2001、2003 显示的图像,

边调节超声波探头 2 的接触方式,使得在显示器 2001、2003 显示(几乎)相同断面位置的 MPR 图像(S15)。

[0129] 这样,通过使一个断面位置一致,对于其它的断面位置(心尖二腔断层、心尖部分水平、乳头肌水平、心基部分水平的左心室短轴断层等)也成为一致。这时,需要使该断面的位置关系不发生变化。

[0130] 如果使实时显示的应力阶段的 MPR 图像 G4' 的断面位置与静止阶段的 MPR 图像 G4 的断面位置一致,则使用者进行请求保存图像数据的操作(S16)。如果进行该操作,则控制单元 9 把以预定的帧速率实时生成的应力阶段的容积数据 V2 保存到图像数据存储单元 7 中(S17)。

[0131] 这里,代替保存容积数据 V2,也能够构成为显示在显示区 2003、2004 中分别显示的 MPR 图像的活动图像 G4'、G5' 的图像数据。另外,也可以构成为保存容积数据 V2 和活动图像 G4'、G5' 的图像数据。

[0132] 另外,控制单元 9 把表示应力阶段中的 MPR 图像的断面位置的断面位置信息 D2 保存到信息存储单元 6 中(S18)。在断面位置信息 D2 中,例如包括在显示区 2003、2004 上显示的 MPR 图像的活动图像 G4'、G5' 的断面位置。该断面位置例如由以容积数据 V2 定义的三维坐标系统表现。

[0133] 在有下一个阶段(例如更高负荷的应力阶段)的情况下(S19;是),反复进行上述的步骤 S11 ~ S18。在该下一个阶段中,能够与该次应力阶段的 MPR 图像一起显示静止阶段以外的状态(例如前一个状态)的 MPR 图像。如果结束了对于所有阶段的观察(S19;否),则结束应力阶段中的检查。

[0134] 另外,根据观察对象的生物组织的病态或者应力的负荷程度等而适当决定应力阶段中的检查次数。另外,应力阶段中的检查次数是既能够事先决定,也能够根据中间的检查结果等适当决定。

[0135] 在上述的应力阶段的检查中,通过参照断层图像比较画面 2000,在不同的阶段之间把心尖四腔断层或者心尖二腔断层的 MPR 图像的断面位置进行对位,而也能够使用其它的 MPR 图像,例如左心室短轴断层的 MPR 图像进行断面位置的对位。

[0136] 图 7 是用于比较观察左心室短轴断层的 MPR 图像的断层图像比较画面 3000 的一个例子。在断层图像比较画面 3000 中设置显示 MPR 图像的显示区 3001 ~ 3006。

[0137] 在并列设置的显示区 3001、3004 中,分别显示静止阶段、应力阶段中的心尖部分水平的左心室短轴断层的 MPR 图像 G1、G1'。由此使用者能够容易地比较观察静止阶段和应力阶段中的心尖部分水平的左心室短轴断层的 MPR 图像 G1、G1'。另外,根据断面位置信息 D1 从容积数据 V2 生成应力阶段的 MPR 图像 G1'。由此,MPR 图像 G1' 是与静止阶段的 MPR 图像 G1 一致的断面位置的图像(以下相同)。

[0138] 同样,在显示区 3002、3005 中,分别显示静止阶段、应力阶段中的乳头肌水平的左心室短轴断层的 MPR 图像 G2、G2'。另外,在显示区 3003、3006 中,分别显示静止阶段、应力阶段中的心尖部分水平的左心室短轴断层的 MPR 图像 G3、G3'。由此,使用者能够容易地比较观察静止阶段和应力阶段中的乳头肌水平、心基部分水平的左心室短轴断层的 MPR 图像 G1、G1'。

[0139] 使用者与步骤 S15 相同,能够根据需要调节超声波探头 2 对被检体的接触方式,使

得心尖部分水平的 MPR 图像 G1' 的断面位置与 MPR 图像 G1 相同（或者，使得乳头肌水平或者心基部分水平的 MPR 图像 G2'、G3' 的断面位置与 MPR 图像 G2、G3 相同）。

[0140] 另外，在断层图像比较画面 3000 中，设置阶段切换操作单元 3010、3020。为了显示不同阶段的 MPR 图像而操作阶段切换操作单元 3010、3020。另外，作为应力的阶段，有无应力（静止阶段；没有药剂等应力的状态）、低应力（药剂等应力低的状态）、高应力（药剂等应力高的状态）等。

[0141] 在图 7 表示的显示状态中，如果使用者操作阶段切换操作单元 3010（用鼠标点击左右任一个箭头），则在显示区 3001、3002、3003 上显示的画面分别从静止阶段的 MPR 图像 G1、G2、G3 切换为例如低应力阶段的状态中的 MPR 图像 G1'、G2'、G3'。由接收了来自用户接口 8 的信号的控制单元 9 执行这种显示图像的切换处理（以下相同）。

[0142] 另外，在图 7 表示的显示状态下，如果使用者操作阶段切换操作单元 3020（用鼠标点击左右任一个箭头），则在显示区 3004、3005、3006 上显示的图像分别从低应力阶段的阶段的 MPR 图像 G1'、G2'、G3' 切换成例如高应力阶段的阶段中的 MPR 图像 G1''、G2''、G3''（未图示）。

[0143] 另外，当操作阶段切换操作单元 3010、3020 的一方而切换了显示图像时，在显示同一个阶段的图像的情况下，也可以自动地切换在另一侧显示区中显示的图像，显示不同状态的图像。

[0144] [作用・效果]

[0145] 说明超声波诊断装置 1 的作用以及效果。超声波诊断装置 1 当取得了心脏等生物组织的断层图像（MPR 图像）的图像数据时，把表示其断层图像的断面位置的断面位置信息 D(D1) 存储到信息存储单元 6 中。进而，当超声波诊断装置 1 取得了生物组织的新的断层图像的图像数据时，与过去取得的断层图像的图像数据的断面位置信息 D 表示的断面位置一致地取得新的断层图像的图像数据，并列显示该新的断层图像和过去的断层图像。

[0146] 特别是，在通过三维超声波扫描取得容积数据实施应力回波的情况下，超声波诊断装置 1 发挥作用，使得根据在过去的阶段检查中存储的 MPR 图像的断面位置信息 D 而实时显示与该过去的状态 MPR 图像一致的断面位置的 MPR 图像。

[0147] 依据这种超声波诊断装置 1，在观察生物组织随时间变化的检查中，由于能够自动地取得与在过去的检查中观察的断层图像一致的断面位置的断层图像，因此能够容易地取得生物组织的相同断面位置处的断层图像。作为这种检查，例如有应力回波、经过检查、治疗前治疗后观察（预后随访等的定期检诊等）、术前术后观察等。

[0148] 另外，依据超声波诊断装置 1，由于能够在使相互的断面位置一致的状态下并列显示过去检查中的断层图像和新的检查中的断层图像，因此能够很容易地比较观察这些图像。

[0149] 另外，使用者根据需要仅调节超声波探头 2 的接触方式，就能够使新的断层图像的断面位置与过去的断层图像一致。由此，能够简便地进行观察生物组织随时间变化的应力回波检查等的检查。另外，还能够缩短检查时间。

[0150] 另外，依据超声波诊断装置 1，如图 6、图 7 所示，能够同时显示多个断面位置一致的过去的断层图像和新的断层图像对。由此，使用者能够边比较观察生物组织的各种断面位置的图像，边进行综合的诊断。

[0151] [变形例]

[0152] 在超声波诊断装置 1, 例如能够实施以下的变形。

[0153] [第 1 变形例]

[0154] 在上述的实施方式中, 说明了实时取得新的图像时的使用形态, 而并不限于该形态。例如, 对于比较观察 (review) 在过去的多个不同的日期时间 (日期或者时刻不同的定时) 中取得的图像的情况而言也能够适用本发明。

[0155] 另外, 在比较在两个不同的日期时间下取得的图像的情况下, 把前一个日期时间中取得的图像称为「过去的」图像, 把后一个日期时间取得的图像称为「新的」图像。

[0156] 进而, 像应力回波那样观察生物组织水时间变化的检查的观察是例如使用图 8 表示的断层图像比较画面 4000 而进行。与图 7 的断层图像比较画面 3000 相同, 在断层图像比较画面 4000 中设置显示区 4001 ~ 4006。另外, 在断层图像比较画面 4000 中, 设置与图 7 相同的阶段切换操作单元 4010、4020。

[0157] 在显示区 4001、4004 中, 分别显示静止阶段、应力阶段中的心尖部分水平的左心室短轴断层的 MPR 图像 G1、G1'。MPR 图像 G1、G1' 例如像图 4 的步骤 S15 那样, 使相互的断面位置一致。

[0158] 另外, 在显示区 4002、4005 中分别显示静止阶段、应力阶段中的乳头肌水平的左心室短轴断层的 MPR 图像 G2、G2'。MPR 图像 G2、G2' 也同样使相互的断面位置一致。

[0159] 另外, 在显示区 4003、4006 中, 分别显示静止阶段、应力阶段中的心尖部分水平的左心室短轴断层 MPR 图像 G3、G3'。MPR 图像 G3、G3' 也同样使相互的断面位置一致。

[0160] 另外, 在保存各 MPR 图像的容积数据的情况下, 使用者能够根据需要调整 MPR 图像的断面位置。该调整作业例如用鼠标点击并指定断面的变更图像的 MPR 图像, 进而, 通过拖动断面位置变更操作单元 4030 而进行。

[0161] 另外, 在保存各 MPR 图像的容积数据的情况下, 指定成为比较观察对象的一个 MPR 图像 (例如 NMPR 图像 G1、G1'), 进而, 如果操作断面位置变更操作单元 4030, 则能够一起变更该一对 MPR 图像的断面位置。

[0162] 更具体地说明这一点。例如, 如果指定 MPR 图像 G1、G1', 由断面位置变更操作单元 4030 设定新的断面位置, 则控制单元 9 把新的断面位置的设定内容传送到 MPR 处理单元 522。该设定内容是用以容积数据 V1、V2 定义的三维坐标系统表现的信息。另外, 控制单元 9 从图像数据存储单元 7 分别读出容积数据 V1、V2, 传送到 MPR 处理单元 52。MPR 处理单元 52 根据容积数据 V1, 生成新的断面位置的 MPR 图像的图像数据。另外, MPR 处理单元 52 根据容积数据 V2, 生成新的断面位置的 MPR 图像的图像数据。控制单元 9 根据由 MPR 处理单元 52 生成的图像数据, 在显示区 4001 上显示静止阶段中的新的断面位置的 MPR 图像的同时, 在显示区 4002 上显示应力阶段中的新的断面位置的 MPR 图像。

[0163] 另外, 在该变形例中, 并列显示两个不同的阶段的 MPR 图像, 而也能够并列显示三个以上阶段的 MPR 图像。这种情况下, 能够构成为对于所有阶段的 MPR 图像 (成为比较对象的大于等于 3 个的 MPR 图像的组) 汇总进行这种断面位置的总括变更。

[0164] 通过能够进行这种断面位置的总括变更, 不需要对于各阶段单独设定所需要的断面位置, 能够谋求观察作业的效率以及缩短时间。

[0165] 另外, 在断层图像比较画面 4000 中, 显示极性图 (polar map; 也称为 bull's eye

等)4040。极性图 4040 是在二维图像上投影了三维心脏的图像,把心脏部分区域的运动状态数值化,以颜色的分布或者数值表现其结果的图像。在运动状态的数值化中,能够使用 MPR 的二维图像或应用了二维图像的光谱跟踪。

[0166] 根据极性图 4040 表现的生物组织(心脏)的运动状态,例如有心脏壁的变位、变位的速度、扭曲运动、扭曲运动的速度、伸缩(shortening)、伸缩的速度、心脏壁的运动的拉紧(strain)、拉紧速率、相对旋转梯度等。

[0167] 极性图 4040 例如对于在断层图像比较画面 4000 上显示的 2 个阶段的 MPR 图像(断面位置一致),表现表示各部分区域的运动状态的数值的差分。

[0168] 说明根据 MPR 图像 G1、G1' 显示的极性图 4040。控制单元 9 对于各 MPR 图像 G1、G1' 的各部分区域,使用与当前相同的方法,把其运动状态数值化。这里,各部分区域根据以容积数据 V1、V2 定义的三维坐标值表现。进而,控制单元 9 对于各部分区域,例如从 MPR 图像 G1' 一侧的数值减去 MPR 图像 G1 一侧的数值。而且,控制单元 9 显示用颜色或者数值表现了该差值的极性图 4040。

[0169] 通过使用这种极性图 4040,能够定量地评价不同阶段中的该断面位置的运动状态的变化。由此,能够谋求提高诊断的可靠性或者效率。

[0170] 另外,也能够使用其它的方法,定量地评价生物组织的运动状态的变化。作为其它方法的例子,有 TDI(组织多普勒构图, TissueDoppler Imaging)。TDI 是测量心脏壁等动作比较快的生物组织的运动的速度后二维地彩色显示的方法。

[0171] 依据以上的变形例,能够自动地并列显示在不同的日期时间取得的相同断面位置的断层图像。由此,在观察生物组织随时间变化的检查的观察中,能够容易地进行图像的比较观察。

[0172] 另外,在心脏的应力回波检查中,由于根据有无应力或应力程度,观察心肌的运动如何变化,因此心脏的相同断面的随时间的比较的比较(阶段之间的比较)是临界(critical)的。

[0173] [第 2 变形例]

[0174] 在上述的实施方式中,说明了在用超声波三维扫描生物组织的同时实时进行观察的情况,而也能够使用在心电同步的生物组织(心脏)的观察中。

[0175] 图 9 表示在心电同步的生物组织的观察中使用的超声波诊断装置的结构例。超声波诊断装置 10 具有在上述的超声波诊断装置 1 中添加了心电图仪 11 的结构。

[0176] 心电图仪 11 是生成记录了心脏电活动的随时间变化的心电图的装置。心电图提供表示心脏的电活动的时间变化的信息。心电图仪 11 与现有的相同,具有贴付在被检查者的体表面的多个电极。进而,心电图仪 11 具有根据多个电极检测出的电位差的时间变化而生成心电图的电路。由心电图仪 11 生成的心电图由控制单元 9 显示在显示单元 81 上。心电图仪 11 起到本发明的「心电图生成单元」的一个例子的作用。

[0177] 另外,控制单元 9 取得从心电图仪 11 输入的心电图的周期 T。周期 T 例如通过检测邻接的 R 波与 R 波的间隔(R-R 间隔)而取得。进而,控制单元 9 向收发单元 3 发射与心电图的周期 T 相应的控制信号。

[0178] 收发单元 3 根据该控制信号,驱动超声波探头 2,发射超声波。超声波探头 2 在每一个心电图的周期 T 巡回扫描心脏的多个部分区域的同时发射超声波。

[0179] 例如,在把心脏分割成 k 个部分区域 $Q_1 \sim Q_k$ ($i = 1 \sim k$ 表示扫描的顺序。) 的情况下,超声波探头 2 在最初的一个周期 T 的期间扫描部分区域 Q_1 ,在接着一个周期 T 的期间扫描部分区域 $Q_2, \dots$,以这样的要领扫描到最后的部分区域 Q_k ,进而,在其下一个周期 T 的期间扫描最初的部分区域 Q_1 。

[0180] 超声波探头 2 顺序接收到的反射超声波的接收结果经过收发单元 3 被传送到 B 模式处理单元 41。B 模式处理单元 41 根据顺序输入的接收结果生成断层图像的图像数据,输入到容积数据生成单元 51。

[0181] 容积数据生成单元 51 根据顺序输入的断层图像的图像数据,顺序生成各部分区域 Q_i 的容积数据 W_i 。各容积数据 W_i 由控制单元 9 保存到图像数据保存单元 7 中(参照图 9)。

[0182] 进而,MPR 处理单元 52 根据多个容积数据 W_i 顺序生成部分区域 Q_i 的 MPR 图像的图像数据。该 MPR 图像的断面位置是例如由使用者决定。另外,也有根据断面位置信息 E 自动设定断面位置的情况(后述)。

[0183] 控制单元 9 根据 MPR 处理单元 52 顺序生成的图像数据,在显示单元 81 上顺序显示与部分区域 $Q_1 \sim Q_k$ 相对应的 MPR 图像。这时,控制单元 9 例如与心电图的周期 T 同步,顺序显示与部分区域 $Q_1 \sim Q_k$ 相对应的 MPR 图像。

[0184] 参照图 10 说明把心脏分割成 4 个部分区域 $Q_1 \sim Q_4$ 时的 MPR 图像的显示形态的例子。超声波图像(预定断面位置处的 MPR 图像)的显示区 Q' 分割成与 4 个部分区域 $Q_1 \sim Q_4$ 相对应的显示区 $Q_1' \sim Q_4'$ 。

[0185] 控制单元 9 在显示区 Q_1' 中显示基于与部分区域 Q_1 相对应的容积数据 W_1 的 MPR 图像。经过接着的下一个周期 T ,如果生成基于与部分区域 Q_2 相对应的容积数据 W_2 的 MPR 图像的图像数据,则控制单元 9 在显示区 Q_2' 上显示该 MPR 图像。经过接着的下一个周期 T ,如果生成基于与部分区域 Q_3 相对应的容积数据 W_3 的 MPR 图像的图像数据,则控制单元 9 在显示区 Q_3' 上显示该 MPR 图像。经过接着的下一个周期 T ,如果生成基于与部分区域 Q_4 相对应的容积数据 W_4 的 MPR 图像的图像数据,则控制单元 9 在显示区 Q_4' 上显示该 MPR 图像。

[0186] 进而,经过一个周期 T ,如果再次生成基于与部分区域 Q_1 相对应的容积数据 W_1 的 MPR 图像的图像数据,则控制单元 9 在显示区 Q_1' 上显示该部分区域 Q_1 的新的 MPR 图像。

[0187] 控制单元 9 按照该要领,在每一个周期 T 把在显示区 $Q_1' \sim Q_4'$ 中显示的部分区域 $Q_1 \sim Q_4$ 的 MPR 图像巡回更新下去。

[0188] 更详细地说明该显示形态。在该显示形态中,在每隔与部分区域 Q_i 的个数 k 相对应的的时间间隔($k \times$ 周期 T) 更新 MPR 图像的显示。参照图 10 具体地进行说明控制单元 9 在每 4 个周期($= 4T$) 全部更新在每一个周期 T 生成的部分区域 $Q_1 \sim Q_4$ 的 MPR 图像。

[0189] 更详细地说明该显示形态。如上所述,在每 4 个周期生成与部分区域 $Q_1 \sim Q_4$ 相对应的新的 4 个 MPR 图像。控制单元 9 对于新的 4 个 MPR 图像,分别在显示区 Q_1' 中一次显示部分区域 Q_1 的 MPR 图像,在显示区域 Q_2' 中一次显示部分区域 Q_2 的 MPR 图像,在显示区 Q_3' 中一次显示部分区域 Q_3 的 MPR 图像,在显示区 Q_4' 中一次显示部分区域 Q_4 的 MPR 图像。由此,在每 4 个周期更新显示 4 个显示图像。

[0190] 另外,在进行伴随着心电同步的摄影的情况下,还能够适用上述说明的形态以外

的显示形态。

[0191] 根据以上的准备,说明该发明的处理。如图 9 所示,在超声波诊断装置 10 中保存表示过去取得的 MPR 图像的断面位置的断面位置信息 E。另外,在超声波诊断装置 10 中还保存成为该 MPR 图像的基础的容积数据 W。容积数据 W 包括与心脏的部分区域 Q1 ~ Qk 相对应的 k 个容积数据。

[0192] 另外,与上述的实施方式相同,还能够代替保存容积数据 W 或者与容积数据 W 一起保存基于容积数据 W 的 MPR 图像的图像数据。

[0193] 当使用心电同步的方法取得该心脏的新的超声波图像时,控制单元 9 根据表示心脏的分割形态的分割信息,设定本次检查中的心脏的部分区域。分割信息例如保存在信息存储单元 6 中。

[0194] 另外,分割信息例如既可以包括部分区域的个数 k 的信息,也可以包括各部分区域的范围(超声波扫描的范围或者显示图像的范围等)的信息。控制单元 9 根据分割信息设定心脏的部分区域。另外,控制单元 9 根据时刻信息进行容积数据生成单元 51 或者 MPR 处理单元 52 的图像数据的生成处理的设定。另外,控制单元 9 根据分割信息,设定显示 MPR 图像时的显示区的个数。以下,以部分区域的个数 $k = 4$ 进行说明。

[0195] 控制单元 9 把存储在信息存储单元 6 中的断面位置信息 E 传送到 MPR 处理单元 52。由此,MPR 处理单元 52 生成断面位置信息 E 表示的断面位置处的 MPR 图像的图像数据。

[0196] 在显示单元 81 上,例如显示与图 7 相同的断层图像比较画面。在该断层图像比较画面中,设置与图 10 相同的显示区 Q'、R' (未图示)。在显示区 Q' 中显示过去的 MPR 图像。其显示形态例如适用上述的每 4 个周期的总括更新。另一方面,在显示区 R' 中,以相同的显示形态显示在本次检查中取得的 MPR 图像(后述)。

[0197] 这里,设过去的检查是应力回波检查的静止阶段中的检查,本次的检查是应力阶段的检查。从而,本次检查中的心电图的周期 T' 一般比静止或更低负荷检查中的周期 T 短 ($T' < T$)。

[0198] 控制单元 9 根据从心电图仪 11 输入的心电图而检测周期 T'。超声波诊断装置 10 与周期 T' 同步进行容积数据的生成处理或者 MPR 图像的图像数据的生成处理。这时,与过去检查中的断面位置信息 E 表示的断面位置一致,生成新的 MPR 图像。

[0199] 控制单元 9 在每 4 个周期 ($= 4T'$) 总括更新在显示区 R' 中显示的 MPR 图像。这时,控制单元 9 对于过去的 MPR 图像,也与 4 个周期 ($= 4T'$) 同步,进行总括更新(即,每 4 个周期 ($= 4T'$) 进行总体更新)。由此,与周期 T' 同步地一起显示过去的 MPR 图像和新的 MPR 图像(周期:显示更新间隔 = 1 : 4)。

[0200] 另外,过去的 MPR 图像和新的 MPR 图像的显示形态并不限于该形态。作为其一个例子,考虑 $T' < T$,能够省略在过去的 MPR 图像的整体中对应于周期 T 与周期 T' 的比例的图像区域的显示。例如,在 $T' : T = 1 : 2$ 的情况下,与周期 T' 同步,巡回显示过去的 MPR 图像中与在周期 T 的前半个 $T/2$ 的期间实施的扫描相当的图像。这时,虽然在各周期 T、T' 期间进行扫描的范围相同,但是所取得的容积数据的个数不同。

[0201] 依据该变形例,由于在使用心电同步的方法观察生物组织随时间变化的检查中,自动取得与在过去的检查中观察到的断层图像一致的断面位置的断层图像,因此能够容易地取得该生物组织的相同断面位置处的断层图像。

[0202] 另外,由于并列显示过去检查中的断层图像和新的检查中的断层图像,因此能够容易地比较观察这些图像。特别是,通过与心电图的周期同步地显示两者的断层图像,能够容易地把握心跳的所希望的时相中的心脏的状态。

[0203] 另外,使用者根据需要仅调节超声波探头 2 的接触方式,就能够使新的断层图像的断面位置与过去的断层图像一致。由此,能够简便地进行观察生物组织随时间变化的检查。另外,能够谋求缩短检查时间。

[0204] 进而,依据本变形例,与上述的实施方式相同,能够同时显示多个各断面位置一致的过去的断层图像和新的断层图像对。由此,使用者能够在比较观察生物组织的各种断面位置的图像的同时进行综合的诊断。

[0205] [第 3 变形例]

[0206] 该变形例的超声波诊断装置以当变更了摄影模式时取得与变更后的摄影模式相对应的断面位置的断层图像的方式起作用。

[0207] 这里,所谓摄影模式,意味根据观察对象的生物组织的差异或者摄影方式的差异等而预先设定的摄影形态。作为摄影模式,例如有用于进行心脏的应力回波检查的「应力回波模式」、用于观察腹部的内部状态的「腹部模式」、用于观察胎儿的状态的「胎儿模式」等。另外,摄影模式由于设置有在每个模式中使用的程序(协议),因此有时称为「协议」。

[0208] 通过设定摄影模式,超声波诊断装置 1 以适于其观察对象或者摄影方法的形态扫描超声波(扫描控制用的程序)。另外,超声波诊断装置以适于观察对象等的形态进行图像数据的生成处理。

[0209] 使用用户接口 8 进行摄影模式的设定。为此,例如,控制单元 9 在显示单元 81 上显示摄影模式设定用的画面。使用者参照该画面,使用操作单元 8 指定所希望的摄影模式。控制单元 9 按照与所使用的摄影模式相对应的状态设定装置各部分。

[0210] 说明该变形例的处理的一个例子。在该例子中,说明首先进行应力回波的静止阶段中的检查,在结束以后进行腹部的检查,然后,返回到应力回波,进行应力阶段的检查的情况。

[0211] 这样的检查流程在使用了例如药剂负荷的应力回波中,在直到药剂开始生效之前的期间实施其它的检查(这里是腹部的检查)的情况等中采用。

[0212] 首先,把表示在静止阶段中的检查中取得的 MPR 图像的断面位置的断面位置信息 D 保存到信息存储单元 6 中。进而,把在该检查中得到的容积数据 V1(以及/或者 MPR 图像的图像数据)保存到图像数据存储单元 7 中(参照图 1)。

[0213] 如果静止阶段的检查结束,则使用者使用用户接口 8,把摄影模式变更到腹部模式。而且,在被检查者的腹部上涂抹超声波胶,使超声波探头 2 贴接腹部进行检查。

[0214] 如果腹部的检查结束,则使用者使用用户接口 8,把摄影模式返回到应力回波模式,开始应力阶段的检查。控制单元 9 在显示单元 81(断层图像比较画面 3000 的显示区 3001 ~ 3003)上显示在静止阶段中取得的 MPR 图像。

[0215] 控制单元 9 把静止阶段的检查中的断面位置信息 D 传送到 MPR 处理单元 52。由此,根据超声波探头 2 进行的三维超声波扫描得到的接收结果,生成具有与静止阶段的 MPR 图像一致的断面位置的应力阶段的 MPR 图像,分别在断层图像比较画面 3000 的显示区 3004 ~ 3006 上显示。

[0216] 使用者根据需要调节超声波探头 2 的接触方式,使实时显示的应力阶段的 MPR 图像的断面位置与静止阶段的 MPR 图像的断面位置一致。使断面位置一致后使用者进行预定的操作,保存应力阶段的容积数据 V2(以及 / 或者 MPR 图像的图像数据)。

[0217] 依据该变形例,在变更了摄影模式的情况下,由于自动设定与变更后的摄影模式相对应的断面位置,因此能够容易地进行变更后的检查中的断面位置的对位。特别是,在观察生物组织随时间变化的检查的期间进行了其它检查的情况下,由于能够自动取得与其它检查之前观察到的断层图像一致的断面位置的断层图像,因此能够容易地取得相同断面位置处的断层图像。

[0218] 另外,由于并列显示在其它检查之前取得的断层图像和在其它检查以后取得的断层图像,因此能够容易地比较观察这些图像。

[0219] 另外,使用者根据需要仅调节超声波探头 2 的接触方式,就能够使其它检查以后的检查中的断层图像的断面位置与其它检查之前取得的断层图像一致。由此,能够简便地进行观察生物组织随时间变化的检查。另外,还能够谋求缩短检查时间。

[0220] [第 4 变形例]

[0221] 本变形例是进行适用与摄影模式的变更相对应的断面位置的第 3 变形例为基准的处理的例子。具体地讲,是在应力回波模式中设置每个阶段的子模式的例子。

[0222] 如果施加药剂应力,则与静止阶段时相比较有时心脏的尺寸变小。为了应对这种现象,例如能够如以下那样构成。首先,构成为使用者在显示单元 81 上显示阶段选择用的画面,能够使用操作单元 82 来指定阶段。特别是,当转移到应力阶段时,使得能够指定应力阶段模式。另外,在分阶段进行应力阶段的检查时(例如,低应力阶段、高应力阶段等),最好能够分别指定各应力阶段。

[0223] 图 11 表示静止阶段与应力阶段之间的心脏 H 的尺寸变化。这里,作为心脏 H 的尺寸,考虑从心尖部分到心基部分的长度。设静止阶段中的心脏 H 的长度为 L。另外,设加了药剂应力时的心脏 H 的长度为 $\alpha \times L$ ($\alpha < 1$)。心脏 H 的收缩率 α 是依赖于阶段的种类或者药剂的种类的参数。

[0224] 收缩率 α 例如像多个临床例的平均值那样,能够临床取得。另外,收缩率 α 也能够从对于该被检体过去实施的检查结果中取得。另外,还能够根据在静止阶段中取得的容积数据 V1 测量长度 L,根据在应力阶段中实时取得的容积数据 V2 而测量长度 L' 的同时运算 $L'/L (= \alpha)$ 求收缩率 α 。另外,在分阶段进行应力阶段的检查的情况下,最好求各应力阶段中的收缩率。

[0225] 在静止阶段中,如图 11A 所示,设分别设定了心尖部分水平的左心室短轴断层的断面位置 h1、乳头肌水平的左心室短轴断层的断面位置 h2、心基部分水平的左心室短轴断层的断面位置 h3。各断面位置 h1、h2、h3 例如由以容积数据 V1 定义了的三维坐标系表现。这样的断面位置 h1、h2、h3 作为断面位置信息 D1 保存在信息存储单元 6 中。

[0226] 如果使用者指定应力阶段,则控制单元 9 根据心脏 H 的收缩率 α 和断面位置信息 D1,分别计算应力阶段中的心尖部分水平的左心室短轴断层的断面位置 h1'、乳头肌水平的左心室短轴断层的断面位置 h2'、心基部分水平的左心室短轴断层的断面位置 h3'。

[0227] 说明断面位置 h1'、h2'、h3' 的运算处理的例子。首先,控制单元 9 根据静止阶段中的容积数据 V1,求心脏 H 的心尖部分的坐标 (x0, y0, z0) 和心基部分的坐标 (x4, y4, z4)。

另外,根据该 xyz 坐标系统,在从心尖部分朝向心基部分的方向,设定新的坐标轴(心脏长坐标轴) ζ 。把这时的心尖部分的坐标值设为 $\zeta = \zeta_0$,把心基部分的坐标值设为 $\zeta = \zeta_4$ 。

[0228] 另外,把静止阶段中的 MPR 图像的断面位置 h_1 、 h_2 、 h_3 和心脏长坐标中 ζ 的交点的坐标值分别设为 (x_1, y_1, z_1) ($= \zeta_1$)、 (x_2, y_2, z_2) ($= \zeta_2$)、 (x_3, y_3, z_3) ($= \zeta_3$)。这些坐标值的信息作为静止阶段的断面位置信息 D1 保存。另外,关于静止阶段中的心脏 H 的心尖部分的坐标 (x_0, y_0, z_0) ($= \zeta_0$) 和心基部分的坐标 (x_4, y_4, z_4) ($= \zeta_4$),也作为断面位置信息 D1 保存。

[0229] 当转移到应力阶段时,使用者使用用户接口 8 指定应力阶段模式。在应力阶段中,如果生成容积数据 V2,则控制单元 9 根据容积数据 V2,求心脏 H 的心尖部分的坐标 (x_0', y_0', z_0') 和心基部分的坐标 (x_4', y_4', z_4') ,进而控制单元 9 根据这些坐标,求基于心脏长坐标轴 ζ 的坐标值。这时把心尖部分的位置设为 $\zeta = \zeta_0'$,把心基部分的位置设为 $\zeta = \zeta_4'$ 。

[0230] 进而,控制单元 9 根据心脏 H 的收缩率 α 、静止阶段中的上述交点的坐标值 (x_1, y_1, z_1) ($= \zeta_1$)、 (x_2, y_2, z_2) ($= \zeta_2$)、 (x_3, y_3, z_3) ($= \zeta_3$),求应力阶段中的各断面位置 h_1' 、 h_2' 、 h_3' 与心脏长坐标轴 ζ 的交点的坐标值 (x_1', y_1', z_1') ($= \zeta_1'$)、 (x_2', y_2', z_2') ($= \zeta_2'$)、 (x_3', y_3', z_3') ($= \zeta_3'$)。这里,关于收缩率 α ,如上所述既能够使用预先设定的值,也能够根据各阶段中的心脏 H 的长度 L 、 L' ,在每次检查时求出。

[0231] 说明求交点的处理的例子。首先,运算静止阶段中的心尖部分的位置 $\zeta = \zeta_0$ 与各焦点的位置 $\zeta = \zeta_1$ 、 ζ_2 、 ζ_3 之间的距离 $\Delta \zeta_1$ 、 $\Delta \zeta_2$ 、 $\Delta \zeta_3$ 。接着,在各距离 $\Delta \zeta_1$ 、 $\Delta \zeta_2$ 、 $\Delta \zeta_3$ 上乘以收缩率 α : $\Delta \zeta_1' = \alpha \times \Delta \zeta_1$ 、 $\Delta \zeta_2' = \alpha \times \Delta \zeta_2$ 、 $\Delta \zeta_3' = \alpha \times \Delta \zeta_3$ 。

[0232] 接着,对于在应力阶段中得到的容积数据,从心尖部分的位置 $\zeta = \zeta_0'$ 分别求仅离开了距离 $\Delta \zeta_1'$ 、 $\Delta \zeta_2'$ 、 $\Delta \zeta_3'$ 的位置的坐标: $\zeta_1' = \zeta_0' + \Delta \zeta_1'$ 、 $\zeta_2' = \zeta_0' + \Delta \zeta_2'$ 、 $\zeta_3' = \zeta_0' + \Delta \zeta_3'$ (把从心尖部分朝向心基部分的方向定义为心脏长坐标轴 ζ 的 + 方向)。

[0233] 各位置 ζ_1' 、 ζ_2' 、 ζ_3' 变换成由容积数据定义的三维坐标系统的坐标值。由此,得到应力阶段中的断面位置 h_1' 、 h_2' 、 h_3' 的心脏长坐标轴 ζ 的交点的坐标值 (x_1', y_1', z_1') 、 (x_2', y_2', z_2') 、 (x_3', y_3', z_3') 。

[0234] 各断面位置 h_1' 、 h_2' 、 h_3' 例如设定为与心脏长坐标轴 ζ 正交的平面等预定方向的平面。即,预先设定形成各断面位置 h_1' 、 h_2' 、 h_3' 的平面的法线方向。例如,设定成法线方向 = 心脏长坐标轴 ζ 方向。控制单元 9 求具有该法线方向而且透过坐标值 (x_1', y_1', z_1') 的平面,把其平面设定为断面位置 h_1' 。关于断面位置 h_2' 、 h_3' ,也能够分别同样设定。

[0235] MPR 处理单元 52 根据在应力阶段中取得的容积数据,生成断面位置 h_1' 、 h_2' 、 h_3' 中的 MPR 图像的图像数据。控制单元 9 并列显示这些应力阶段的 MPR 图像和静止阶段的 MPR 图像。

[0236] 依据这种变形例,能够有效地进行应力回波的应力阶段中的检查。

[0237] [其它的变形例]

[0238] 说明在过去实施了 2 次以上检查以后实施进一步检查时的例子。在信息存储单元 6 中保存过去的各检查中的断面位置信息。在图像数据存储单元 7 中,保存在过去的各检查中的容积数据(以及/或者 MPR 图像的图像数据)。这里,将各断面位置信息以及容积数据分别与表示其检查日期时间的检查日期时间信息相关联起来。

[0239] 控制单元 9 实施第 3 次以后的检查时,根据检查日期时间信息而检索前一次检查(过去的最新检查)中的断面位置信息,根据其断面位置信息而设定本次检查中的断面位置。MPR 处理单元 52 根据在前一次检查中得到的容积数据,生成该断面位置处的 MPR 图像的图像数据。

[0240] 在观察生物组织随时间变化的检查中,大多把本次检查结果与前一次检查结果进行比较观察。从而,依据该变形例,能够谋求这种检查的高效。

[0241] 另外,在上述的实施方式中,如存在大于等于 2 个应力阶段的情况那样,在 3 个以上的不同日期时间取得了图像的情况下,当比较观察任意两个日期时间的图像时,这些 2 个日期时间中的前一个日期时间中的图像相当于「过去的」图像,后一个日期时间中的图像相当于「新的」图像。

[0242] 另外,3 个以上日期时间的图像的同时显示是既能够在实时观察的生物组织的图像时适用,也能够在观看已经取得的 3 个以上日期时间的图像时适用。

[0243] < 第 2 实施方式 >

[0244] 说明本发明的超声波诊断装置的第 2 实施方式。上述的第 1 实施方式预先存储从容积数据生成的 MPR 图像的断面位置,在以后的检查中再现该断面位置。另一方面,第 2 实施方式预先存储超声波探头的超声波的扫描位置,在以后的检查中控制超声波扫描使得再现该扫描位置。

[0245] [装置结构]

[0246] 图 12 表示第 2 实施方式的超声波诊断装置的一个例子。超声波诊断装置 100 具有与第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 相同的结构。以下,对于与第 1 实施方式相同的结构部位标注相同的号码。

[0247] 在信息存储单元 6 中,存储表示超声波探头 2 的超声波的扫描位置的扫描位置信息。另外,在图像数据存储单元 7 中,存储断层图像的图像数据或者容积数据等的图像数据 M。

[0248] 另外,超声波诊断装置 100 根据控制程序 92 执行本实施方式中的特征性的动作。

[0249] [使用形态]

[0250] 说明超声波诊断装置 100 的使用形态。图 13 表示的流程图表示在应力回波检查中适用超声波诊断装置 100 时的使用形态的一个例子。

[0251] [静止阶段中的检查]

[0252] 首先,进行静止阶段中的检查。最初使用超声波探头 2 进行心脏的超声波扫描(S21)。

[0253] 这里,假设进行分别扫描两个断面位置的两断面(bi-plane)扫描或者分别扫描三个断面位置的三断面(tri-plane)扫描等分别扫描多个断面位置的多断面扫描(例如,参照特开 2004-2095247 号公报等)。多断面扫描与三维超声波扫描相比,由于能够在短时间内进行一遍扫描,因此广泛地使用在生物组织的实时观察中。

[0254] 图 14 表示多断面扫描的一个例子。该图表示从超声波探头 2 一侧观看生物组织（心脏 H）时的扫描形态。在图 14A 表示的两断面扫描中，沿着相互正交的 2 个扫描位置 A1、A2 扫描超声波。另外，在图 14B 表示的三断面扫描中，沿着相互正交的 2 个扫描 A1、A2 和对于各扫描位置 A1、A2 位于等角方向的扫描位置 A3，扫描超声波。以下作为例子说明实施图 14A 的两断面扫描的情况。

[0255] 另外，在实施心尖部分趋近的情况下，通过沿着扫描位置 A1 的扫描得到的断层图像成为心尖二腔断层的图像。另外，通过沿着扫描位置 A2 的扫描得到的断层图像成为心尖四腔断层的图像。这些图像是分别以沿着扫描位置 A1、A2 的超声波的方向和超声波的行进方向形成的平面为断面的断层图像。

[0256] 步骤 S21 的超声波扫描（两断面扫描）的接收结果经过收发单元 3 传送到 B 模式处理单元 41。这时，扫描位置 A1 的扫描的接收结果和扫描位置 A2 的扫描的接收结果交替传送到 B 模式处理单元 41。

[0257] B 模式处理单元 41 根据这些接收结果，交替生成心尖二腔断层的断层图像（心尖二腔断层图像）的图像数据和心尖四腔断层的断层图像（心尖四腔断层图像）的图像数据（S22）。

[0258] 控制单元 9 根据这些图像数据，在显示单元 81 上显示心尖二腔断层图像和心尖四腔断层图像（S23）。这些图像例如分别显示在图 5 表示的断层图像比较画面 1000 的显示区 1004、1005 上，另外，控制单元 9 与对于各扫描位置 A1、A2 的扫描的反复间隔同步地分别更新心尖二腔断层图像和心尖四腔断层图像。

[0259] 使用者根据需要，调节超声波探头 2 向被检体的接触方式，使得适宜地显示心尖二腔图像和心尖四腔断层图像（S24）。

[0260] 如果显示了适宜的心尖二腔断层图像和心尖四腔断层图像，则使用者通过操作单元 82 进行用于保存图像数据的操作（S25）。接受该操作，控制单元 9 把包含心尖二腔断层图像（活动图像）的图像数据和心尖四腔断层图像（活动图像）的图像数据在内的静止阶段的图像数据（容积数据）M1 保存到图像数据存储单元 7 中（S26）。

[0261] 另外，控制单元 9 把取得了图像数据 M1 时的、表示超声波探头 2 的超声波的扫描位置的扫描位置信息 F1 保存到信息存储单元 6（S27）。

[0262] 超声波探头 2 如上所述，具备二维排列的多个超声波振子。收发单元 3 根据来自控制单元 9 的扫描控制信号而驱动控制各超声波振子，从而在所希望的扫描位置（这里是扫描位置 A1、A2）扫描超声波束。

[0263] 由控制单元 9 根据扫描控制信号生成扫描位置信息 F1。扫描位置信息 F1 包括表示扫描位置 A1、A2 的位置信息。该位置信息例如是表示超声波探头 2 的超声波的方向或者扫描角度的信息。通过以上过程，静止阶段中的检查结束。

[0264] [应力阶段中的检查]

[0265] 接着，进行应力阶段中的检查。为此，首先，使用者在显示单元 81 上显示表示应力阶段的断层图像的画面（S28）。该画面例如是图 6 的断层图像比较画面 2000。

[0266] 控制单元 9 读出静止阶段的图像数据 M1，在显示区 2001、2002 上分别显示静止阶段的心尖四腔断层图像和心尖二腔断层图像（S29）。

[0267] 另外，控制单元 9 读出静止阶段的扫描位置信息 F1，根据由扫描位置信息 F1 表示

的扫描位置 A1、A2 而生成用于扫描超声波的控制信号,传送到收发单元 3。如果使用者开始进行用于取得应力阶段的图像的超声波扫描,则收发单元 3 根据该扫描控制信号驱动超声波探头 2 的各个超声波振子。由此,执行基于与静止阶段相同的扫描位置 A1、A2 的超声波扫描 (S30)。

[0268] 超声波探头 2 的接收结果经过收发单元 3 传送到 B 模式处理单元 41。B 模式处理单元 41 根据该接收结果,交替生成沿着扫描位置 A1、A2 的断层图像的图像数据 (S31)。

[0269] 控制单元 9 根据这些图像数据,在显示区 2004、2003 中分别显示基于扫描位置 A1 的断层图像和基于扫描位置 A2 的断层图像 (S32)。各显示图像是以预定的时间间隔更新的活动图像。

[0270] 使用者根据需要控制超声波探头 2 对被检体的接触方式,使得在显示区 2003 中显示的断层图像的断面位置成为与在显示区 2001 中显示的心尖四腔断层图像的断面位置相同 (S33)。另外,也可以调整超声波探头 2 的接触方式,使得在显示区 2004 中显示的断层图像的断面位置成为与在显示区 2002 中显示的心尖二腔断层图像的断面位置相同。

[0271] 这样通过使一个断面位置一致,对于其它的断面位置也成为一致。通过断面位置一致,在显示区 2003 中显示与静止阶段的心尖四腔断层图像 (几乎) 相同断面位置处的应力阶段的心尖四腔断层图像,在显示区 2004 中显示与静止阶段的心尖二腔断层图像 (几乎) 相同断面位置处的应力阶段的心尖二腔断层图像。

[0272] 如果把应力阶段的图像和静止阶段的图像对位后进行显示,则使用者进行请求保存图像数据的操作 (S34)。接受该操作,控制单元 9 把包含分别以预定的帧速率实时生成的心尖四腔断层图像的图像数据和心尖二腔断层图像的图像数据在内的应力阶段的图像数据 (容积数据) MIR 保存到图像数据存储单元 7 中 (S35)。

[0273] 另外,控制单元 9 把表示取得了图像数据 M2 时的超声波的扫描位置的扫描位置信息 F2 保存到信息存储单元 6 中 (S36)。

[0274] 在有下一个阶段的情况下 (S37 ; 是),反复进行上述的步骤 S30 ~ S36。另外,在该新的阶段中,能够与该新的阶段的 MPR 图像一起显示静止阶段以外的阶段 (例如前一个阶段) 的 MPR 图像。如果结束了对于所有阶段的观察 (S195 ; 否),则应力阶段中的检查结束。

[0275] [作用・效果]

[0276] 说明超声波诊断装置 100 的作用以及效果。超声波诊断装置 100 在取得了心脏等生物组织的断层图像 (这里是心尖四腔断层图像和心尖二腔断层图像) 的图像数据时,把表示为了取得其断层图像而由超声波探头执行的超声波扫描的扫描位置的扫描位置信息 F 保存到信息存储单元 6 中。而且,超声波诊断装置 100 在取得该生物组织的新的断层图像的图像数据时,再现过去取得的断层图像的图像数据时的扫描位置信息 F 表示的扫描位置并执行超声波扫描,并列显示由此得到的新的断层图像和过去的断层图像。

[0277] 特别是,超声波诊断装置 100 在实施应力回波的情况下,能够根据过去阶段的检查中的扫描位置信息 F,执行本次阶段的超声波扫描,同时,实时观察断层图像。

[0278] 依据这种超声波诊断装置 100,在观察生物组织随时间变化的检查 (超声波回波、经过观察、术前术后观察等) 中,能够自动取得与在过去的检查中观察到的断层图像几乎相同断面位置的断层图像。由此,能够容易地取得生物组织的相同断面位置处的断层图像。

另外,由于在实施方式中进行多断面扫描,因此能够适宜地进行生物组织的实时观察。

[0279] 另外,依据超声波诊断装置 100,由于并列显示过去检查中的断层图像和新的检查中的断层图像,因此能够容易地比较观察这些图像。

[0280] 另外,使用者根据需要仅调节超声波探头 2 的接触方式,就能够使新的断层图像的断面位置与过去的断层图像一致。由此,能够简便地进行观察生物组织随时间变化的应力回波检查中的检查。另外,还能够谋求缩短检查时间。

[0281] 另外,依据超声波诊断装置 1,如图 6 所示,能够同时显示多个断面位置一致的过去的断层图像和新的特征图像对。由此,使用者能够在比较观察生物组织的各种断面位置的图像的同时进行综合的诊断。

[0282] [其它的使用形态]

[0283] 如果使用图 12 表示的超声波诊断装置 100,则能够实施以下的使用形态。该使用形态是使用超声波的多断面扫描和三维扫描两种方式的形态。另外,这里说明在应力回波中适用的使用形态的情况。

[0284] [静止阶段中的检查]

[0285] 在静止阶段的检查中,首先,与上述的使用形态相同地实施两断面扫描,取得并保存包含心脏的心尖四腔断层图像的图像数据和心尖二腔断层图像的图像数据在内的图像数据 M1。保存表示取得了这些图像数据时的超声波的扫描位置 A1、A2 的扫描位置信息 F1。

[0286] 接着,与第 1 实施方式相同地生成心脏的容积数据,生成 MPR 图像的图像数据。所生成的 MPR 图像(例如,左心室短轴断层的 MPR 图像 G1、G2、G3、心尖四腔断层图像 MPR 图像 G4、心尖二腔断层图像 MPR 图像 G5)显示在断层图像显示画面 1000 上(参照图 5)。

[0287] 使用者根据需要调节超声波探头 2 的接触方式,显示适宜的断面位置的 MPR 图像。而且,保存静止阶段的容积数据 V1 或者 MPR 图像的图像数据(参照图 1)。根据以上过程,静止阶段中的检查结束。

[0288] [应力阶段中的检查]

[0289] 在应力阶段的检查中,首先,与上述的使用形态相同地分别并列显示静止阶段的心尖四腔断层图像以及心尖二腔断层图像和应力阶段的心尖四腔断层图像以及心尖二腔断层图像。这些断层图像显示在断层图像比较画面 2000 上。

[0290] 这时,应力阶段的断层图像是由基于静止阶段的扫描位置信息 F1 的两断面扫描而获得。

[0291] 使用者根据需要调节超声波探头 2 的接触方式,使得应力阶段的断层图像的断面位置与静止阶段的断层图像的断面位置一致。

[0292] 接着,把超声波探头 2 的超声波的扫描形态切换成三维扫描。而且,生成应力阶段的容积数据,生成 MPR 图像的图像数据。而且,并列显示该应力阶段的 MPR 图像和静止阶段的 MPR 图像。这些 MPR 图像例如显示在断层图像比较画面 2000、3000 上。也可以不生成・显示 MPR,只是保存容积数据。

[0293] 使用者根据需要调节超声波探头 2 的接触方式,进行 MPR 图像的断面位置的对位。然后,保存应力阶段的容积数据 V2 或 MPR 图像的图像数据。根据协议反复进行若干个应力阶段。通过以上过程,应力阶段中的检查结束。

[0294] 依据这种使用形态,在各阶段中,能够使用多断面扫描中的扫描位置进行图像的

对位。进而,在对位结束的状态下,实施三维扫描,能够取得容积数据或者 MPR 图像。由此,能够容易地进行图像的对位。另外,能够容易地取得完成了对位的容积数据或者 MPR 图像。另外,还具有可以实时地、时间分辨率良好地进行检查的优点。

[0295] < 关于医用图像处理装置 >

[0296] 说明本发明的医用图像处理装置。医用图像处理装置构成为包括能够写入由超声波诊断装置生成的数据的任意的计算机。作为医用图像处理装置的例子,有与超声波诊断装置连接的计算机。另外,作为医用图像处理装置的其它例子,有与保管超声波图像的图像数据的 PACS(照片归档和通信系统)等数据库连接的计算机。

[0297] 图 15 表示本发明的医用图像处理装置的一个例子。另外,该图中,在与第 1 实施方式同样作用的结构部分上标注相同的号码。

[0298] 医用图像处理装置 200 与图 1 的超声波诊断装置 1 相同,具备图像处理单元 5、信息存储单元 6、图像数据存储单元 7、用户接口 8 以及控制单元 9。

[0299] 图像处理单元 5 作用为本发明的「图像数据生成单元」的一个例子。另外,信息存储单元 6 作用为本发明的「存储单元」的一个例子。另外,显示单元 81 作用为本发明的「显示单元」的一个例子。另外,控制单元 9 作用为本发明的「控制单元」的一个例子。

[0300] 该医用图像处理装置 200 经过 LAN(局域网)等网络 N 连接到超声波诊断装置 300 或者医用图像数据库 400。在通过网络 N 进行的数据通信中,使用例如 DICOM 等协议通信。控制单元 9 具备通过网络进行数据通信的网络连接器。超声波诊断装置 300 具有能够进行三维超声波扫描的超声波探头。

[0301] 说明医用图像处理装置 200 的动作的例子。在医用图像处理装置 200 中从超声波诊断装置 300 或者医用图像数据库 400 输入超声波图像的图像数据。

[0302] 在输入了 B 模式图像(断层图像)的图像数据的情况下,容积数据生成单元 51 根据该图像数据生成容积数据。MPR 处理单元 52 与第 1 实施方式相同地根据该容积数据生成 MPR 图像的图像数据。

[0303] 另一方面,在输入的图像数据是容积数据的情况下,MPR 处理单元 52 根据该容积数据生成 MPR 图像的图像数据。容积数据或者 MPR 图像的图像数据由控制单元 9 存储到图像数据存储单元 7 中。

[0304] 说明医用图像处理装置 200 的使用形态的例子。首先,从超声波诊断装置 300 或者医用图像数据库 400 取得比较观察用的数据。该数据包括多个检查日期时间的超声波图像的图像数据。

[0305] 在从超声波诊断装置 300 取得图像数据的情况下,以预定的定时,把由超声波诊断装置 300 取得的图像数据输入到医用图像处理装置 200。

[0306] 另外,在从医用图像数据库 400 取得的情况下,例如,控制单元 9 在显示单元 81 上显示患者的列表。使用者从该列表选择和指定所希望的患者。控制单元 9 把所指定的患者的患者 ID 等患者识别信息发送到医用图像数据库 400。医用图像数据库 400 以该患者识别信息作为检索密钥,检索该患者的超声波图像的图像数据,发送到医用图像处理装置 200。另外,也可以构成为能够直接检索日期时间,还能够构成为检索被指定的检查日期时间的图像数据,输入到医用图像处理装置 200。

[0307] 在从外部输入的图像数据是 B 模式图像的图像数据的情况下,医用图像处理装置

200 生成基于该数据的容积数据并存储到图像数据存储单元 7 中。另外,在从外部输入的图像数据是容积数据的情况下,按原样存储到图像数据存储单元 7 中。

[0308] 根据以上过程,如图 15 所示,将容积数据 V1、V2 存储到图像数据存储单元 7 中。这里,容积数据 V1 与经过观察等中的第 1 检查日期时间相对应,容积数据 V2 与第 2 检查日期时间相对应。

[0309] 使用者首先在显示单元 81 上显示基于容积数据 V1 的 MPR 图像。这时,使用者进行预定的操作而设定断面位置。在所设定的断面位置是左心室短轴断层的情况下,控制单元 9 在断层图像比较画面 3000 的显示区 3001 ~ 3003 中分别显示左心室短轴断层的 MPR 图像 G1 ~ G3。

[0310] 另外,在设定的断面位置是心尖四腔断层或者心尖二腔断层的情况下,在断层图像比较画面 2000 上显示与其对应的 MPR 图像 G4、G5。

[0311] 控制单元 9 生成表示所设定的断面位置的断面位置信息 D1,存储到信息存储单元 6 中。

[0312] 这里,在过去实施第 1 检查日期时间的图像观察,在本次进行第 1、第 2 检查日期时间的图像的比较观察的情况下,能够在进行了 MPR 图像的断面位置的设定的过去时刻,生成表示该断面位置的断面位置信息 D1,保存到信息存储单元 6 中。

[0313] MPR 处理单元 52 根据由断面位置信息 D1 表示的断面位置、和容积数据 V2,生成该断面位置处的 MPR 图像的图像数据。该 MPR 图像是第 2 检查日期时间中的该断面位置的 MPR 图像。

[0314] 控制单元 9 与第 1 检查日期时间的 MPR 图像一起,在显示单元 81 中显示第 2 检查日期时间的 MPR 图像。由此,例如在断层图像比较画面 3000 的显示区 3001 ~ 3003 中,分别显示第 1 检查日期时间的左心室短轴图像 G1 ~ G3,在显示区 3004 ~ 3006 中,分别显示第 2 检查日期时间的左心室短轴图像 G1' ~ G3'。

[0315] 使用者根据需要能够适当变更左心室短轴图像 G1' ~ G3' 的断面位置,使得与左心室短轴图像 G1 ~ G3 的断面位置一致。反之,能够适当变更左心室短轴图像 G1 ~ G3 的断面位置,使得与左心室短轴图像 G1' ~ G3' 的断面位置一致。

[0316] 依据这种医用图像处理装置 200,在观察生物组织随时间变化的检查中,在显示分别在不同的检查日期时间取得的断层图像的情况下,能够使这些断层图像的断面位置自动对准。由此,能够容易地取得生物组织的相同断面位置处的断层图像。

[0317] 另外,依据医用图像处理装置 200,由于在对准断面位置的状态下并列显示不同检查日期时间的断层图像,因此能够容易地比较观察断层图像。

[0318] 另外,使用者仅调节超声波探头 2 的接触方式,就能够使不同检查日期时间中的断层图像的断面位置一致。由此,能够简便地进行观察生物组织随时间变化的应力回波检查等检查。另外,还能够谋求缩短检查时间。

[0319] 在应用图像处理装置 200 中,能够适宜地适用在第 1 实施方式中说明过的任意的变形例的结构。

[0320] < 关于程序 >

[0321] 说明本发明的程序。在第 1、第 2 实施方式中说明过的程序 91、92 或者应用图像处理装置 200 的控制程序 91 相当于本发明的程序的一个例子。

[0322] 控制程序 91、92 使计算机执行在上述的实施方式或者其变形例中说明过的处理。控制程序 91、92 预先存储在计算机内部安装的硬盘驱动器等存储装置中。另外,也能够构成为在 LAN 等网络上的服务器等中预先存储控制程序 91、92,计算机读出并执行这些程序。

[0323] 控制程序 91、92 能够在可以由计算机读取的状态下存储在任意的存储媒体中。作为存储媒体,例如有光盘、光磁盘(CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO 等)、磁存储媒体(硬盘/软盘(注册商标)/ZIP 等)、半导体存储器等。

[0324] [其它的变形例]

[0325] 在以上说明的实施方式中,说明了心尖部分趋近的回波检查,而使用了本发明后的检查也能够适用在例如外胸骨(parasternal)趋近、通过肝脏的趋近、来自头部一侧的趋近等任意的趋近中。

[0326] 这里,所谓「趋近」意味着取得生物组织的图像时的超声波探头的接触方式,换言之超声波对于生物组织的发射方向(接收方向)。通过实施不同的趋近,能够取得从不同的方向观看生物组织时的图像。

[0327] 在实际的检查中,有时也并用两个以上的趋近。以下,参照图 16 说明并用心尖部分趋近和外胸骨趋近而进行检查(应力回波检查)时适宜的结构。

[0328] 在图 16 表示的应力回波检查中,在静止阶段、应力阶段 1、应力阶段 2、……、应力阶段 K(K 是大于等于 1 的整数)的各阶段中,实施心尖部分趋近的检查和外胸骨趋近的检查。

[0329] 在上述实施方式中的控制程序 91(或者控制程序 92)中,预先包括心尖部分趋近用的协议和外胸骨趋近用的协议。以下,说明使用第 1 实施方式的超声波诊断装置 1(参照图 1)的情况。另外,关于上述的医用图像处理装置 200 也能够同样构成。

[0330] 在静止阶段中,使用者操作操作单元 82,指定心尖部分趋近。控制单元 9 选择控制程序 91 的心尖部分趋近用的协议,使超声波诊断装置 1 执行以下的处理。

[0331] 使用者把超声波探头 2 的贴接到心脏的心尖部分附近的体表面上进行超声波的三维扫描。由此,在显示单元 81 上显示 MPR 图像。使用者观察该 MPR 图像。控制单元 9 把静止阶段中的心尖部分趋近的图像的图像数据(容积数据等)与表示观察图像的断面位置的断面位置信息与趋近的识别信息(例如协议的识别信息)相互关联起来存储。这里,图像数据存储到图像数据存储单元 7 中,断面位置信息和趋近的识别信息存储到信息存储单元 6 中。另外,假设事先设定了趋近的识别信息。

[0332] 接着,使用者操作操作单元 82 以指定外胸骨趋近。控制单元 9 选择控制程序 91 的外胸骨趋近用的协议,使超声波诊断装置 1 执行以下的处理。

[0333] 使用者把超声波探头 2 贴接到外胸骨附近的体表面上进行超声波的三维扫描,观察在显示单元 81 上显示的图像(MPR 图像)。控制单元 9 把静止阶段中的外胸骨趋近的图像的图像数据(容积数据等)与表示观察图像的断面位置的断面位置信息与趋近的识别信息相互关联起来存储到信息存储单元 6 或者图像数据存储单元 7 中。

[0334] 接着,在应力阶段 1 中,使用者操作操作单元 82,指定心尖部分趋近。使用者把超声波探头 2 贴接到心尖部分附近的体表面上,进行超声波的三维扫描,观察在显示单元 81 上显示的图像(MPR 图像)。

[0335] 这时,控制单元 9 从信息存储单元 6 取得与所指定的趋近(心尖部分趋近)的识

别信息相关联起来的断面位置信息。MPR 处理单元 52 根据该断面位置信息表示的断面位置和来自容积数据生成单元 51 的容积数据,生成应力阶段 1 中的心尖部分趋近的 MPR 图像的图像数据。

[0336] 控制单元 9 与静止阶段中的心尖部分趋近的 MPR 图像一起,在显示单元 81 上显示基于该图像数据的 MPR 图像。使用者调节超声波探头 2 的接触方式,使得应力阶段 1 中的 MPR 图像的断面位置与静止阶段的 MPR 图像的断面位置一致。

[0337] 由此,能够比较静止阶段和应力阶段 1 中的(几乎)相同断面位置的状态。将应力阶段 1 的心尖部分趋近中的容积数据或者断面位置信息或者协议的识别信息相互关联起来存储到信息存储单元 6 或者图像数据存储单元 7 中。

[0338] 接着,使用者操作操作单元 82 以指定外胸骨趋近。使用者把超声波探头 2 贴接到外胸骨附近的体表面,进行超声波的三维扫描,观察在显示单元 81 上显示的图像(MPR 图像)。

[0339] 这时,控制单元 9 从图像数据存储单元 7 取得与所指定的趋近(外胸骨趋近)的识别信息相关联起来的断面位置信息。MPR 处理单元 52 根据由该断面位置信息表示的断面位置和来自容积数据生成单元 51 的容积数据,生成应力阶段 1 中的外胸骨趋近的 MPR 图像的图像数据。

[0340] 控制单元 9 与静止阶段中的外胸骨趋近的 MPR 图像一起,在显示单元 81 上显示基于该图像数据的 MPR 图像。使用者调节超声波探头 2 的接触方式,使应力阶段 1 的 MPR 图像的断面位置与静止阶段的 MPR 图像的断面位置一致。

[0341] 由此,能够比较静止阶段与应力阶段 1 中的(几乎)相同断面位置的状态。将应力阶段 1 的外胸骨趋近中的容积数据或者断面位置信息或者协议的识别信息相互关联起来存储到信息存储单元 6 或者图像数据存储单元 7 中。

[0342] 即使在各应力阶段 2~K 中,也进行与应力阶段 1 同样的处理。即,在各应力阶段 2~K 的心尖部分趋近中,显示静止阶段(或者该应力阶段以前的应力阶段)中的心尖部分趋近的 MPR 图像和与该 MPR 图像(几乎)断面位置的该应力阶段的 MPR 图像。将该应力阶段的心尖部分趋近中的容积数据与断面位置信息与协议的识别信息相互关联起来存储到信息存储单元 6 或者图像数据存储单元 7 中。

[0343] 另外,在各应力阶段 2~K 的外胸骨趋近中,显示静止阶段(或者该应力阶段以前的应力阶段)中的外胸骨趋近的 MPR 图像和与该 MPR 图像(几乎)相同断面位置的该应力阶段的 MPR 图像。将该应力阶段的外胸骨趋近中的容积数据与断面位置信息与协议的识别信息相关联起来存储在信息存储单元 6 或者图像数据存储单元 7 中。

[0344] 通过使用以上那样的结构,即使在各阶段(或者各检查日期时间)中实施两种以上的趋近的情况下,对于各趋近能够容易地取得相同断面的断层图像。另外,还能够谋求检查的简便或者缩短时间。

[0345] 另外,还能够对于上述第 2 实施方式的超声波诊断装置 100(参照图 12)使用该变形例的结构。如果具体地说明,则首先对于两个以上的趋近的每一个,存储超声波探头 2 心脏等生物组织的扫描位置信息。而且,对于两个以上的趋近的每一个,控制超声波探头 2 以使向由在过去进行了该趋近时所存储的扫描位置信息表示的扫描位置发射超声波。进而,根据向该扫描位置发射的超声波的接收结果,生成新的断层图像的图像数据,并列显示该

趋近中的过去的断层图像和新的断层图像。

[0346] 依据这种结构,即使在对于各阶段(日期时间)实施两种以上趋近的检查的情况下,对于各趋近能够容易地取得生物组织的相同断面的断层图像。另外,还能够谋求检查的简便或者缩短时间。

[0347] 这里,说明了在各阶段中实施两个趋近的情况,而在各阶段中实施三个以上趋近的情况下,也能够每一个趋近中同样进行处理。

[0348] 另外,并不需要在各阶段实施所有的趋近,也可以仅选择实施所有趋近中的若干个趋近。另外,趋近的选择是例如由使用者进行。

[0349] 另外,本发明还能够适宜地在对于心脏以外的生物组织的检查中使用。

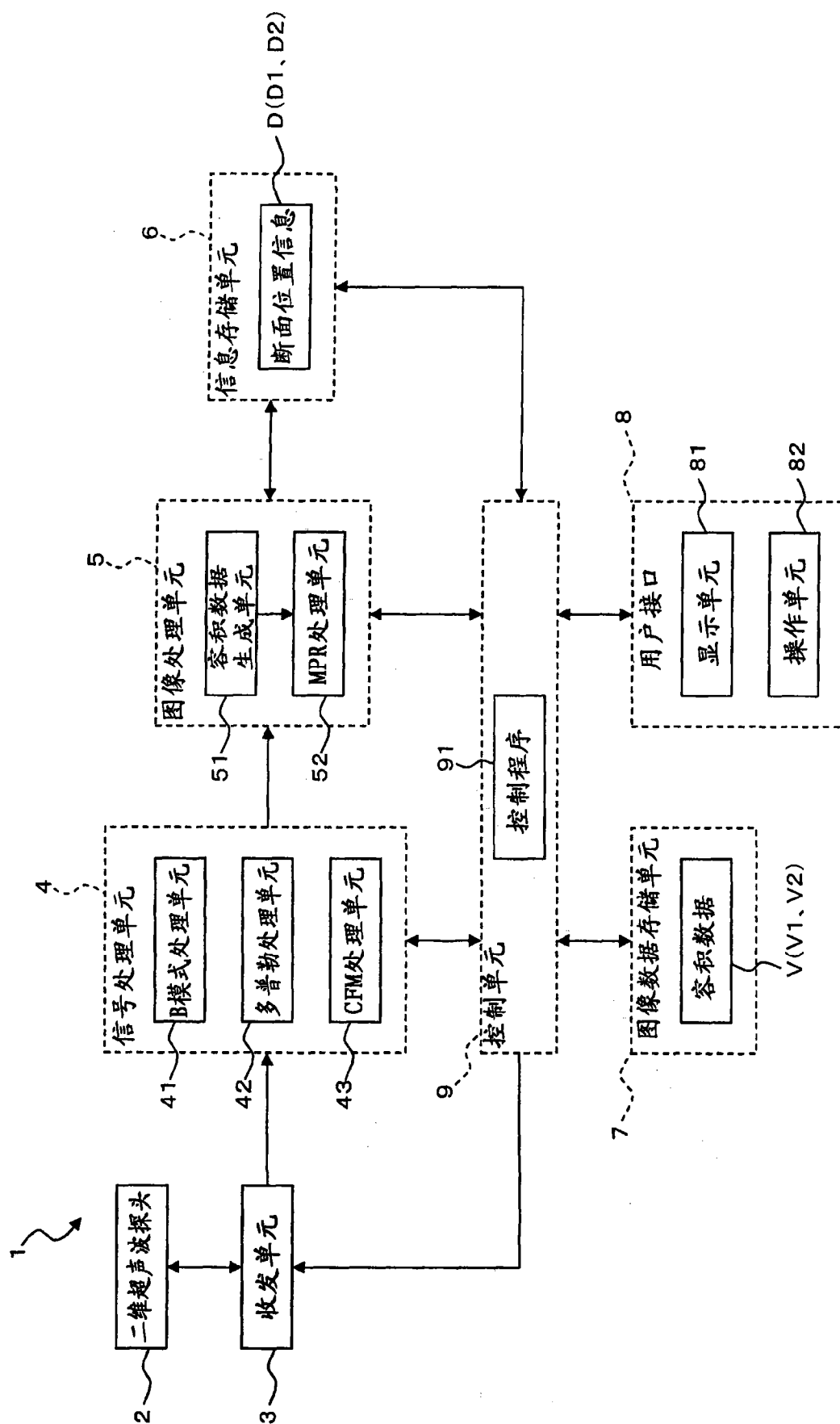


图1

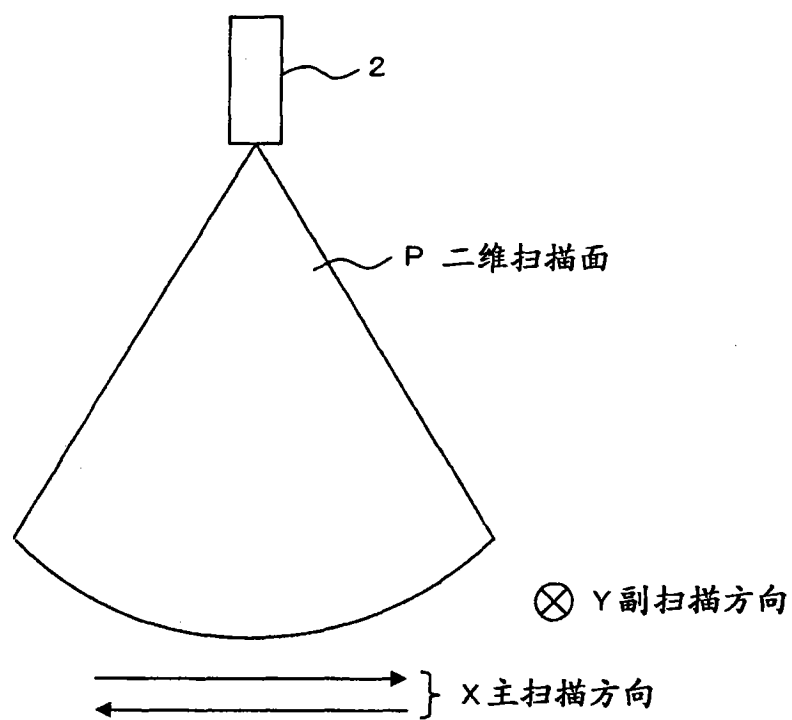


图 2A

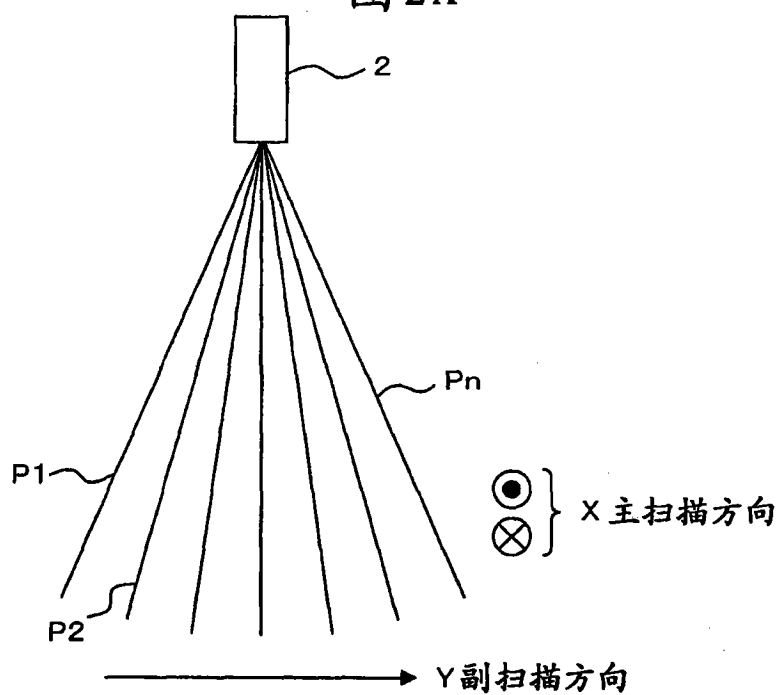


图 2B

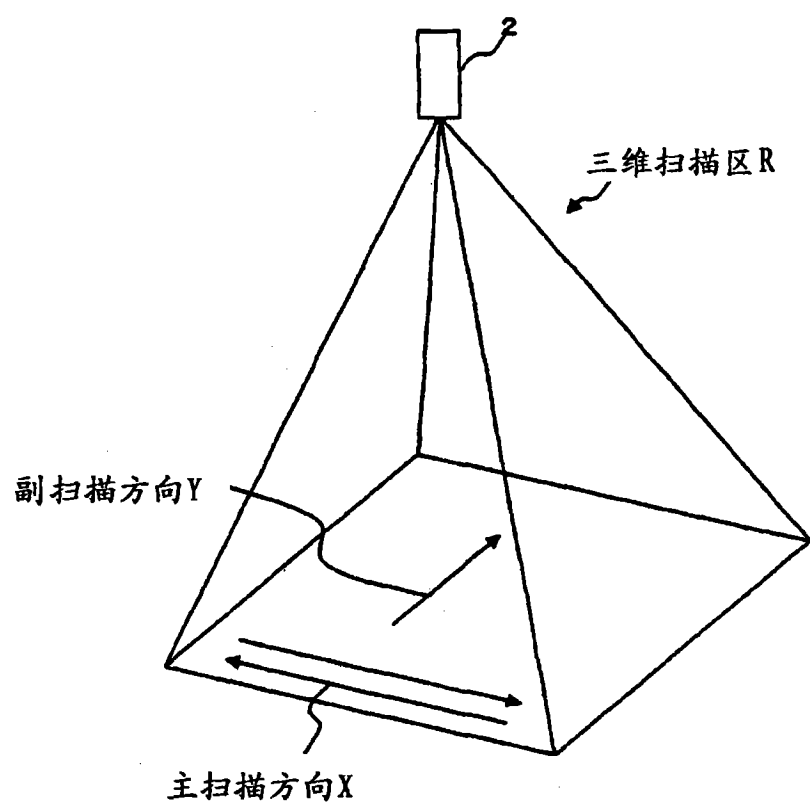


图 3

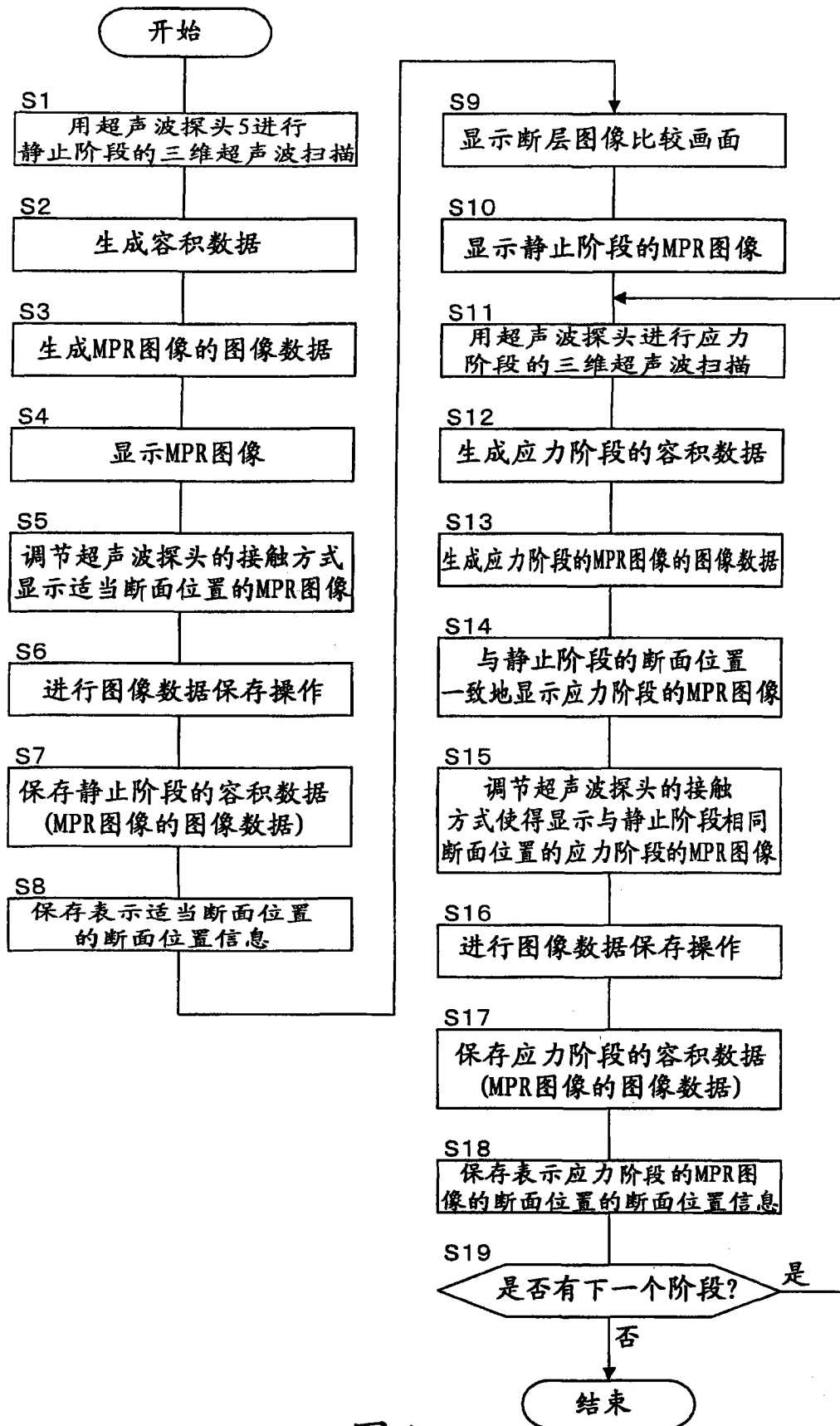


图4

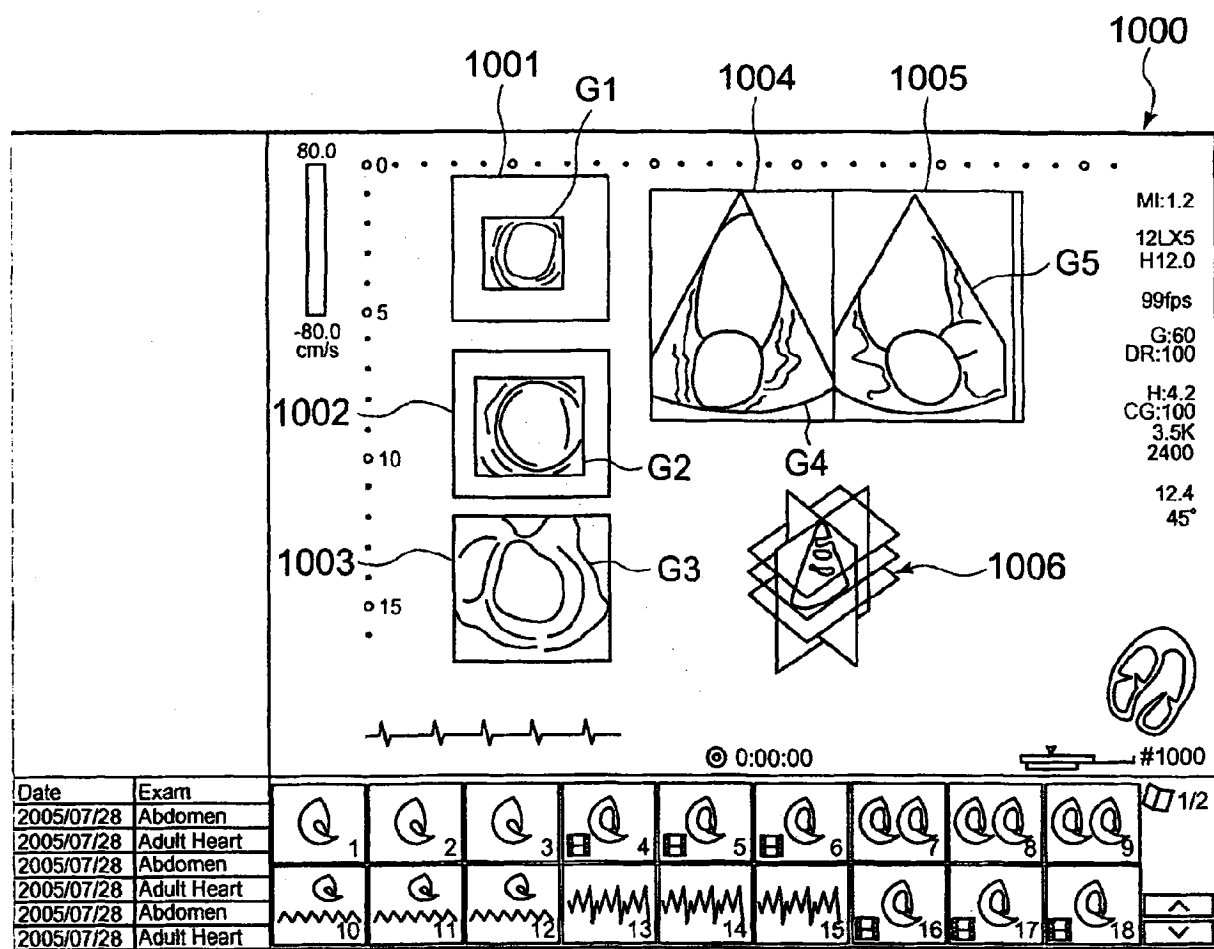


图5

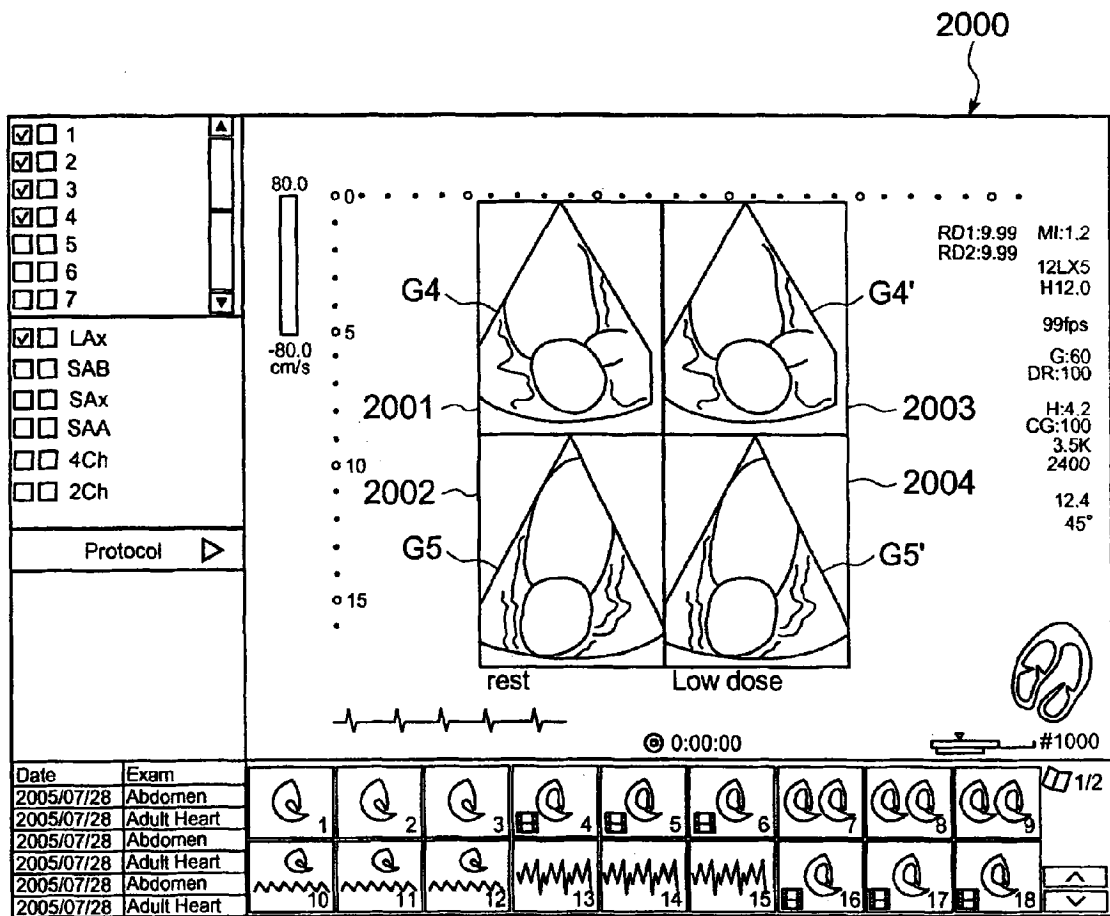


图 6

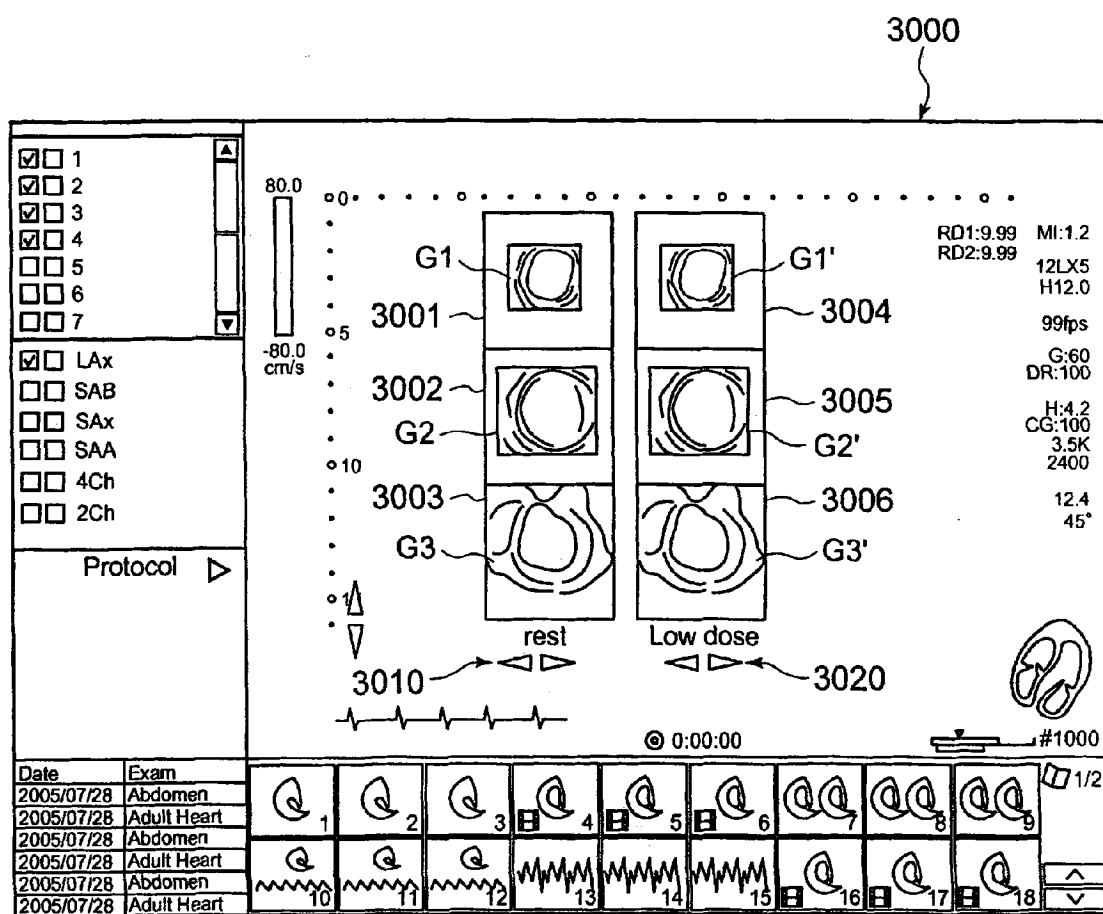


图 7

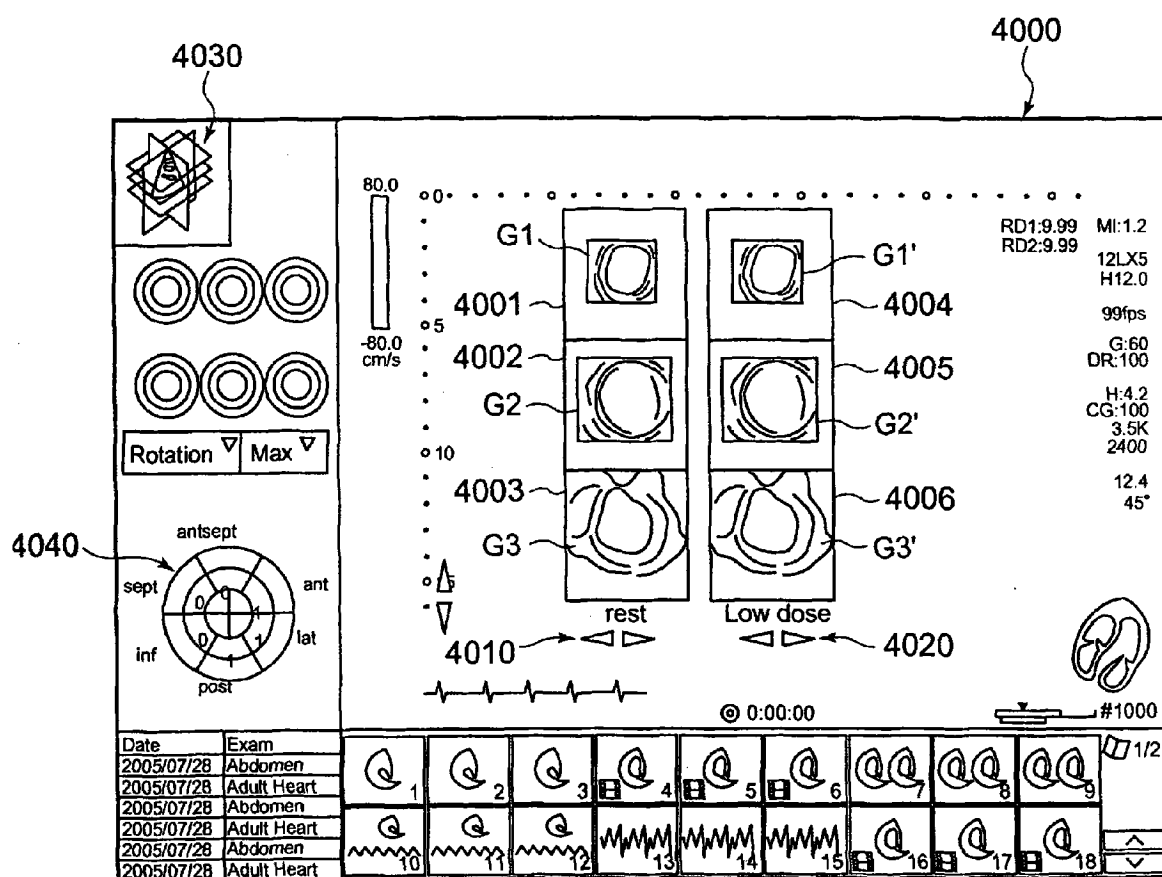


图 8

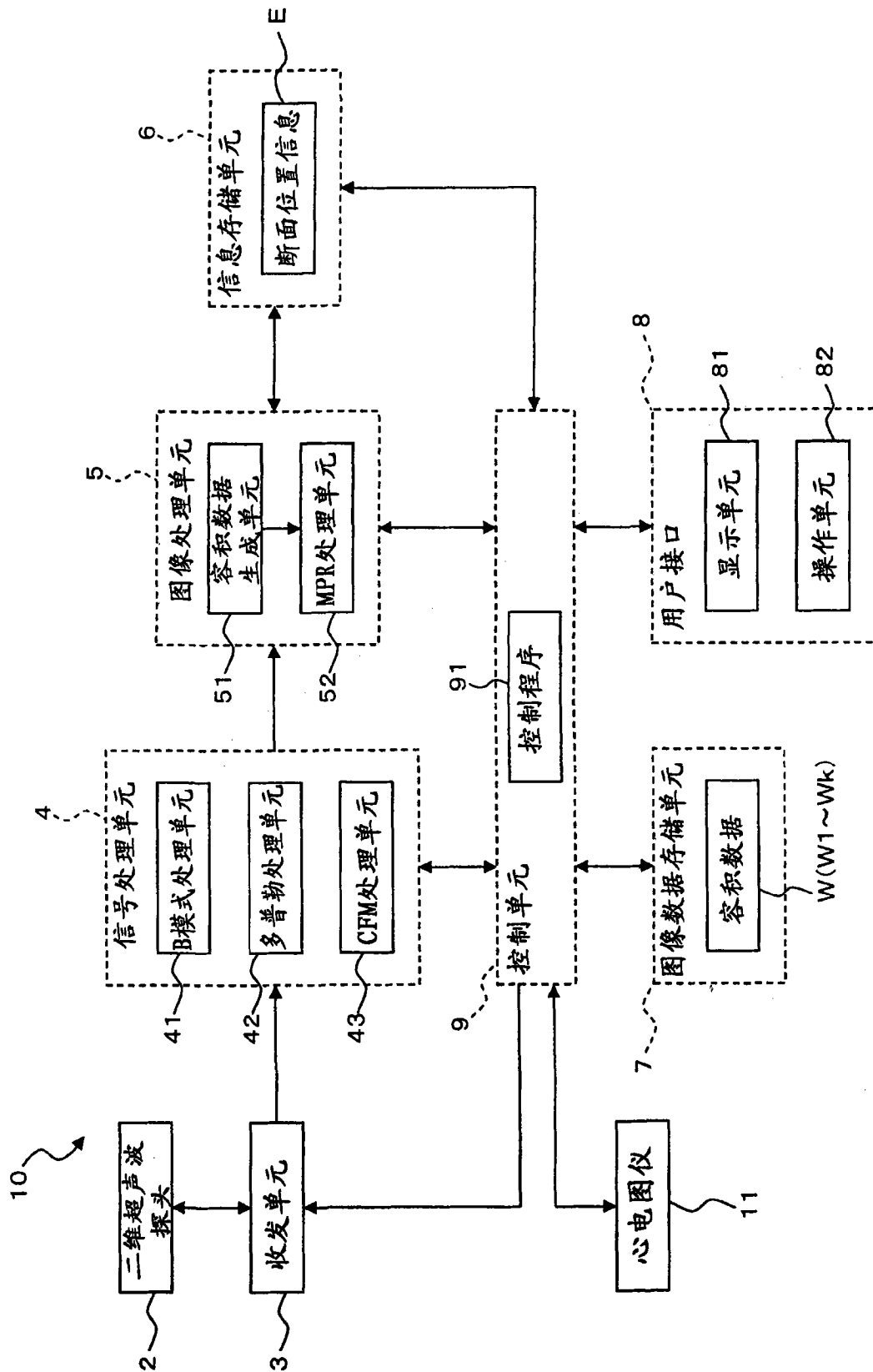


图9

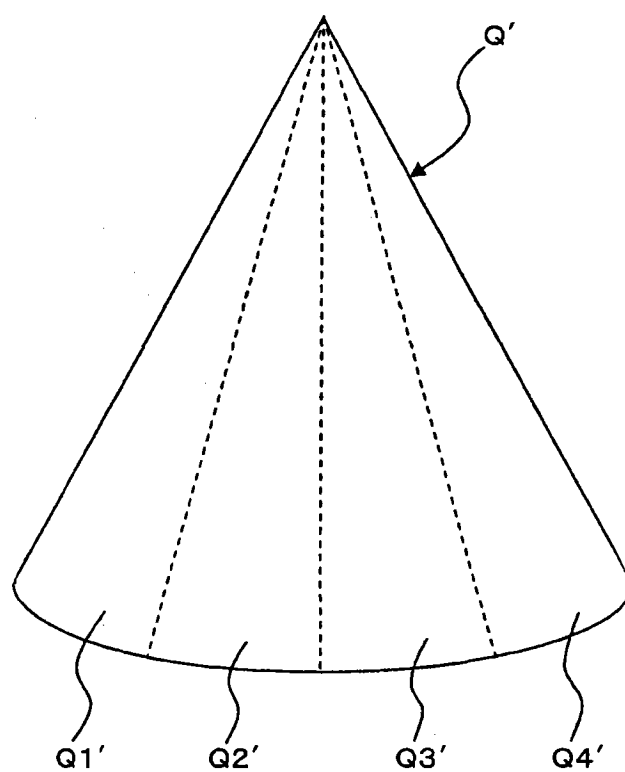


图10

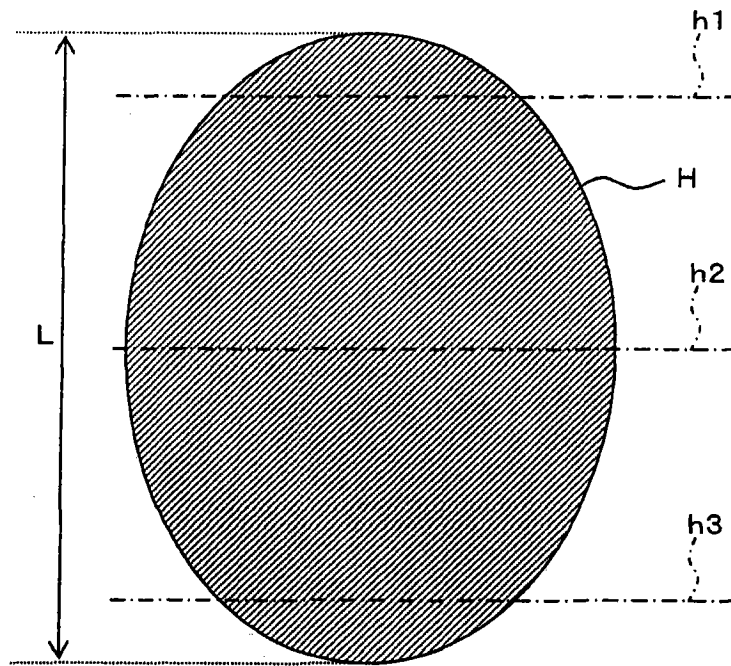


图 11A

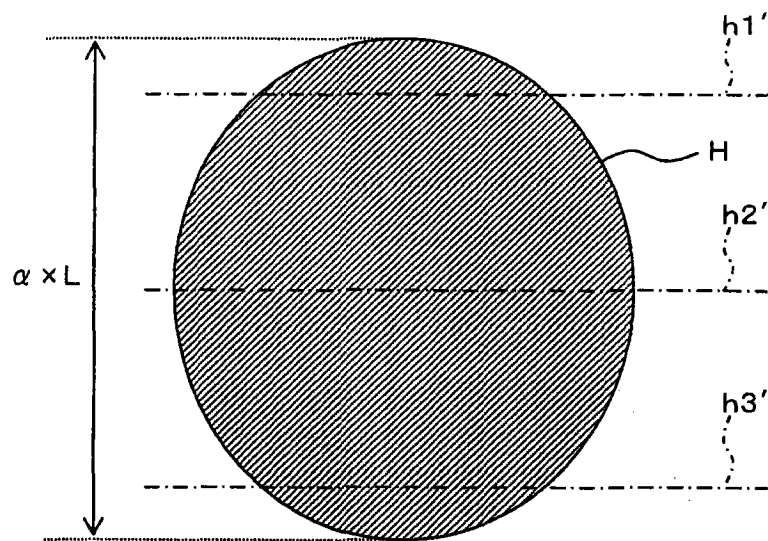


图 11B

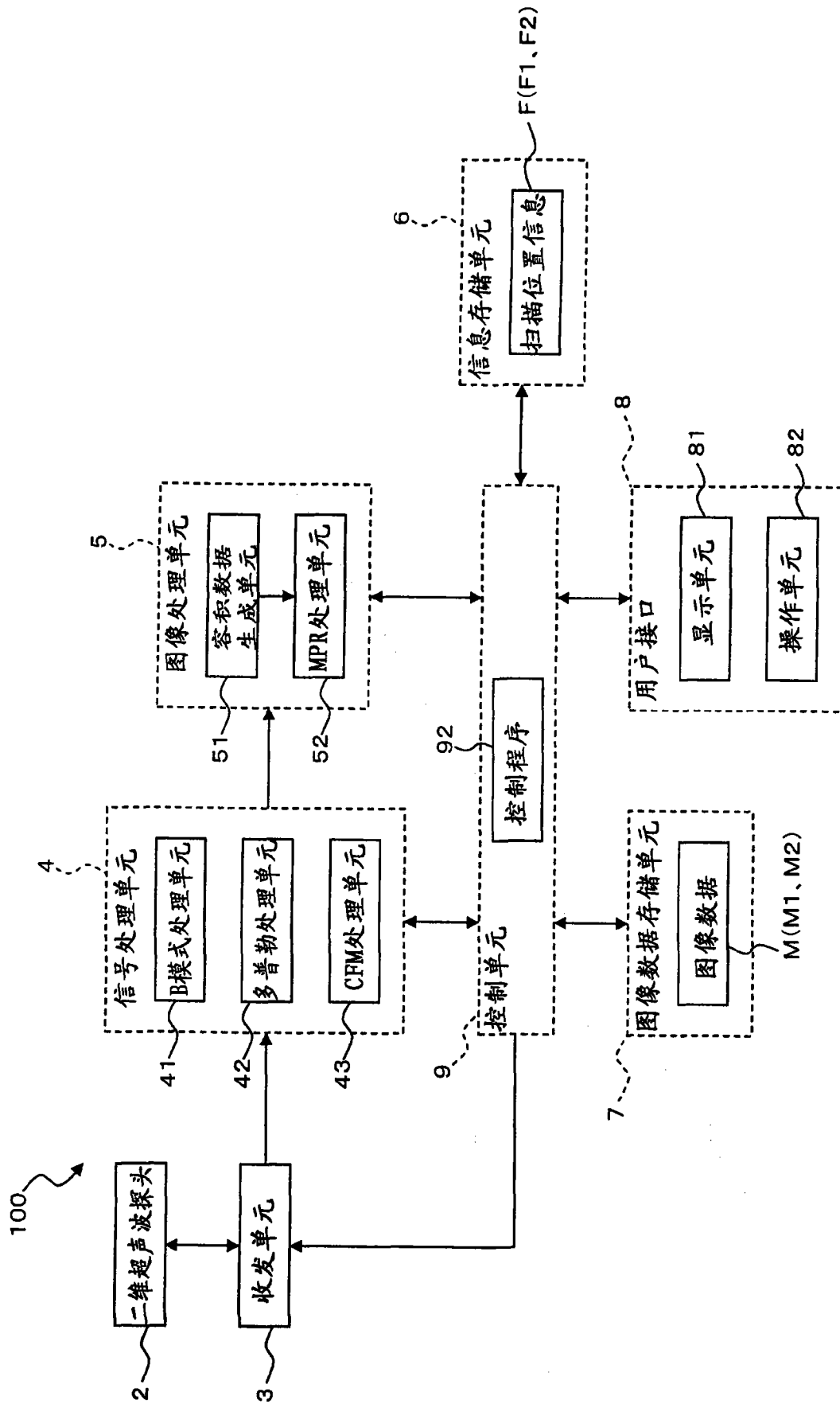


图12

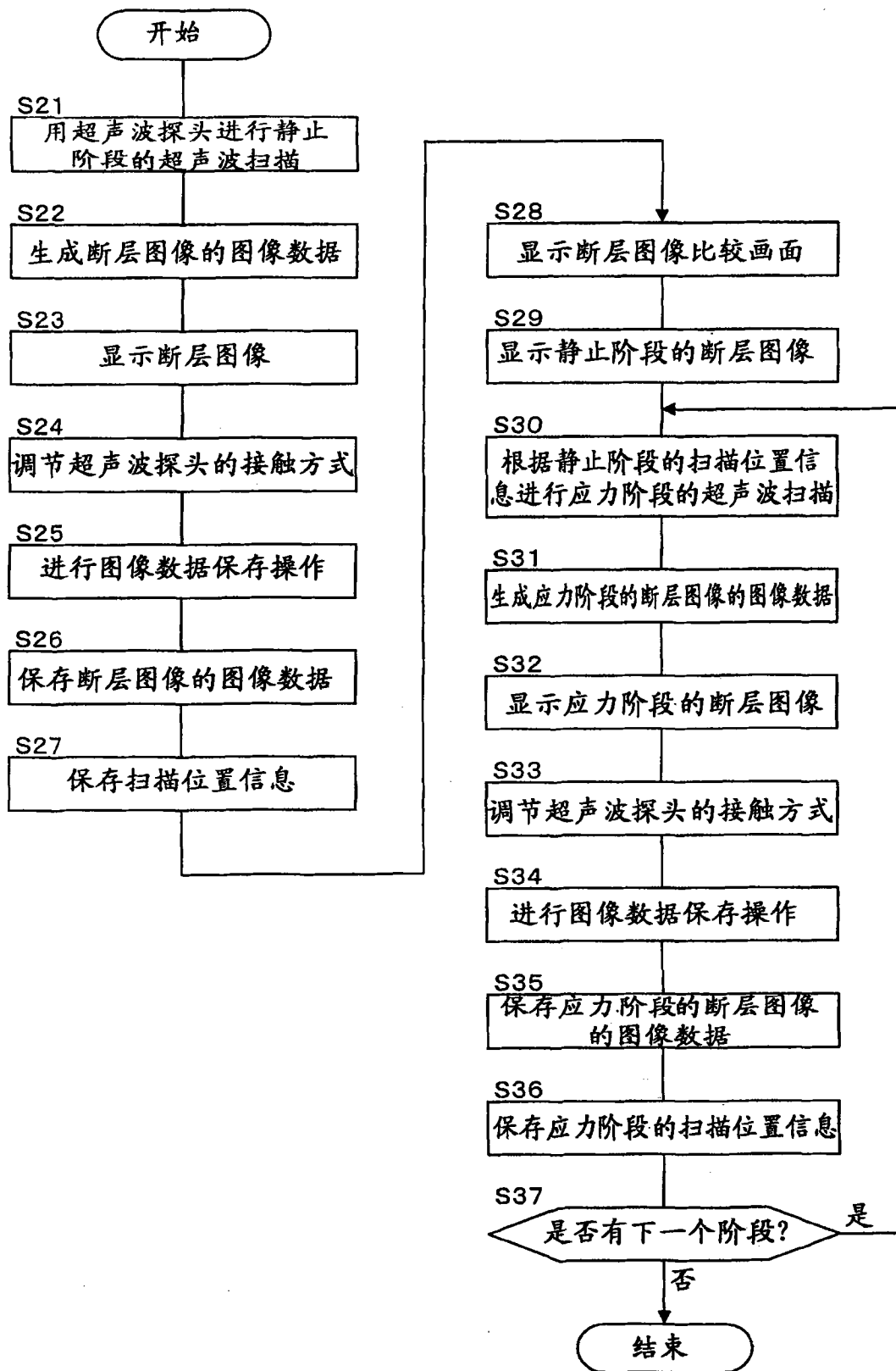


图13

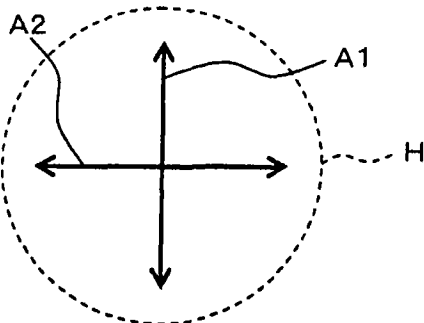


图 14A

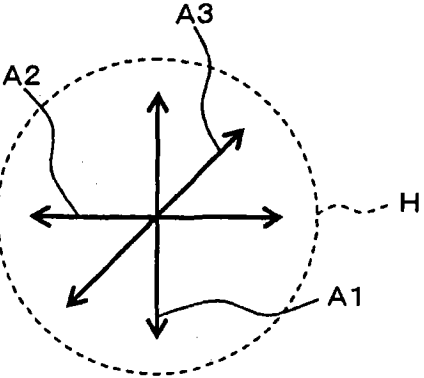


图 14B

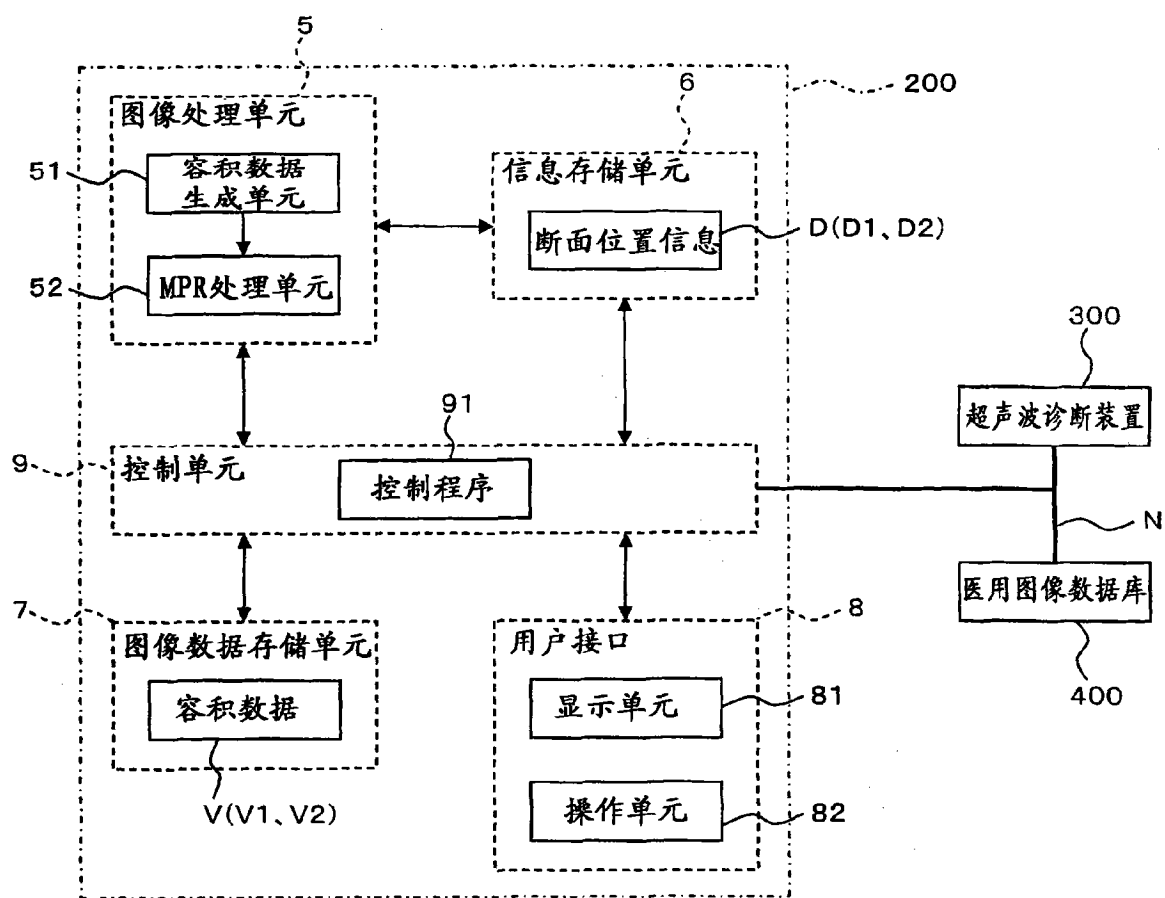


图15

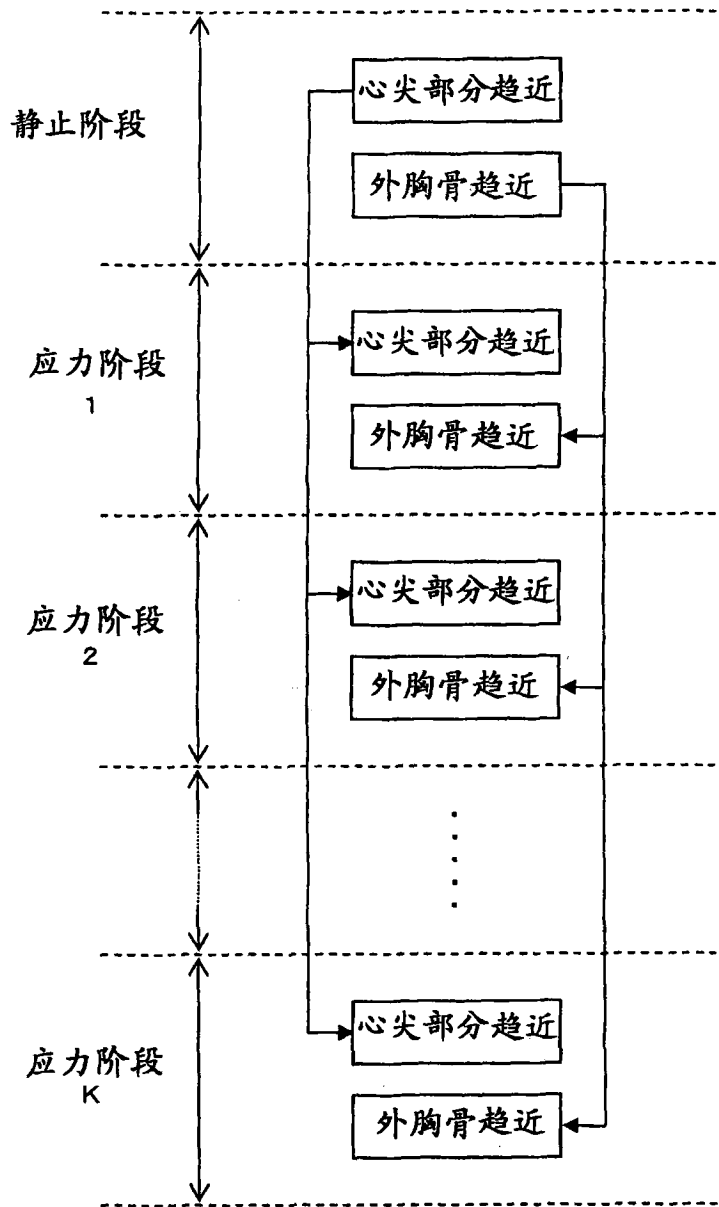


图16

专利名称(译)	超声波诊断装置以及医用图像处理装置		
公开(公告)号	CN101152096B	公开(公告)日	2010-11-03
申请号	CN200710161851.4	申请日	2007-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	川岸哲也 阿部康彦 桥本新一 瀧口宗基		
发明人	川岸哲也 阿部康彦 桥本新一 瀧口宗基		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/543 A61B8/14 A61B8/13 A61B8/0883 A61B5/4884 G01S15/8993 A61B8/488 A61B8/483 A61B8/523 A61B8/463 A61B8/06 G01S7/52074 A61B8/466		
代理人(译)	许海兰		
审查员(译)	王锐		
优先权	2006262864 2006-09-27 JP		
其他公开文献	CN101152096A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置以及医用图像处理装置。该超声波诊断装置(1)具备：三维扫描超声波的同时进行发射，接收生物组织的反射超声波的超声波探头(2)；根据其接收结果而生成MPR图像的图像数据的图像处理单元(5)(以及信号处理单元(4))；存储表示该MPR图像的断面位置的断面位置信息(D)的信息存储单元(6)；显示单元(81)和控制单元(9)，图像处理单元(5)根据过去取得MPR图像时的断面位置信息D1所表示的断面位置和由超声波探头(2)进行的新的三维扫描得到的接收结果，生成该断面位置处的新的MPR图像的图像数据，控制单元(9)在显示单元(81)上显示新的MPR图像。

