



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101904753 B

(45) 授权公告日 2013. 03. 06

(21) 申请号 201010199015. 7

(22) 申请日 2010. 06. 04

(30) 优先权数据

2009-137703 2009. 06. 08 JP

2010-108582 2010. 05. 10 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 小笠原洋一 西野正敏 小林丰

郡司隆之

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 李伟 王轶

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101147687 A, 2008. 03. 26,

CN 1853572 A, 2006. 11. 01,

WO 2005008418 A2, 2005. 01. 27,

US 6135959 A, 2000. 10. 24,

审查员 陈正军

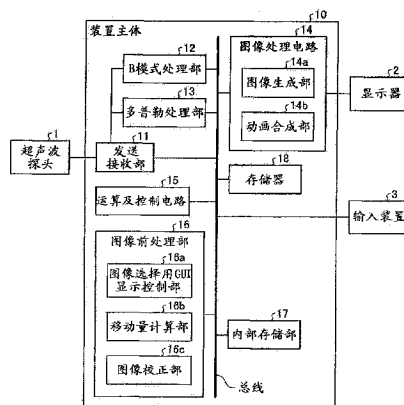
权利要求书 5 页 说明书 13 页 附图 11 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理的装置及方法和  
图像显示方法

(57) 摘要

本发明提供本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置、图像处理方法以及图像显示方法。当图像生成部生成血管早期相的三维超声波图像时, 操作者按下图像选择按钮, 通过由图像选择用 GUI 显示控制部所显示的图像选择用 GUI 选择重叠显示用范围。并且, 在图像生成部开始生成后期相中的三维超声波图像后, 当操作者按下合成显示按钮时, 移动量计算部 (16b) 计算合成显示按钮按下时的三维组织像和重叠显示用范围的各三维组织像之间的移动量, 图像校正部使用移动量, 校正与血管早期相的三维组织像对应的各三维造影像。动画合成部生成在后期相的三维造影像合成了血管早期相的校正完成的各三维造影像后的动画用图像群, 显示器动画显示动画用图像群。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

移动量计算部,计算第一时相中的超声波图像和与上述第一时相不同的第二时相中的超声波图像之间的移动量;

图像校正部,生成根据由上述移动量计算部计算的移动量,对作为上述第一时相中的超声波图像而生成的造影像进行校正而得的校正图像;

图像合成部,合成由上述图像校正部生成的上述校正图像和作为上述第二时相中的超声波图像而生成的造影像,来生成合成图像;以及

显示控制部,以在规定的显示部上显示由上述图像合成部生成的上述合成图像的方式进行控制。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述第一时相为血管早期相,上述第二时相为后期相。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述移动量计算部,计算在根据从超声波探头向投放了超声波造影剂的被检体发送的超声波的反射波生成的沿着时间序列的多个超声波图像中,投放了上述超声波造影剂后的上述第一时相中的超声波图像和作为上述第一时相之后的时相的上述第二时相中的超声波图像之间的移动量;

上述图像校正部,根据由上述移动量计算部计算的移动量,以与作为上述第二时相中的超声波图像而生成的造影像的位置一致的方式校正了作为上述第一时相中的超声波图像而生成的造影像,来生成上述校正图像。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述移动量计算部使用从上述反射波中分离相当于从上述超声波探头发送的上述超声波的发送频率的基本波所生成的超声波图像即组织像,计算上述移动量,

上述图像校正部以及上述图像合成部使用从上述反射波中分离上述发送频率的分谐波或高次谐波所生成的超声波图像即造影像,进行校正处理以及图像合成处理。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述移动量计算部分别计算与操作者经由规定的输入部从在上述第一时相沿着时间序列已生成的多个造影像中所选择的选择造影像群对应的组织像群即选择组织像群的各个和上述第二时相的组织像之间的移动量,

上述图像校正部生成根据由上述移动量计算部计算出的每个上述选择组织像群的移动量,以和与移动量计算处理中所使用的上述第二时相的组织像对应的造影像的位置一致的方式校正了该选择造影像群的各个的校正造影像群,

上述图像合成部生成将由上述图像校正部生成的上述校正造影像群的各个和与上述第二时相的组织像对应的造影像合成了的合成图像群,

上述显示控制部以在上述规定的显示部上动画显示由上述图像合成部生成的上述合成图像群的方式进行控制。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述移动量计算部使用在上述操作者上述第二时相经由上述规定的输入部指定的时间点所生成的组织像进行移动量计算处理,或者每在上述第二时相重新生成组织像,就使用该组织像进行移动量计算处理。

7. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述移动量计算部分别计算在操作者经由规定的输入部预先设定的选择期间所生成的上述第一时相中的组织像群即选择组织像群的各个和上述第二时相的组织像之间的移动量,

上述图像校正部生成根据由上述移动量计算部计算出的每个上述选择组织像群的移动量,以和与移动量计算处理中所使用的上述第二时相的组织像对应的造影像的位置一致的方式校正作为与该选择组织像群对应的造影像群的选择组织像群的各个的校正造影像群,

上述图像合成部生成将由上述图像校正部生成的上述校正造影像群的各个和与上述第二时相的组织像对应的造影像合成了的合成图像群,

上述显示控制部以在上述规定的显示部上动画显示由上述图像合成部生成了的上述合成图像群的方式进行控制。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述移动量计算部使用在上述操作者上述第二时相经由上述规定的输入部指定的时间点所生成的组织像进行移动量计算处理,或者每在上述第二时相重新生成组织像,就使用该组织像进行移动量计算处理。

9. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述移动量计算部分别计算在生成在上述第一时相以及上述第二时相沿着时间序列的多个造影像以及组织像后,与操作者经由规定的输入部所选择的上述第一时相中的选择造影像群对应的组织像群即选择组织像群的各个和与上述操作者经由上述规定的输入部指定了的上述第二时相的造影像对应的组织像之间的移动量,

上述图像校正部生成根据由上述移动量计算部计算出的每个上述选择组织像群的移动量,以与上述操作者指定了的上述第二时相中的造影像的位置一致的方式校正了上述选择造影像群的各个校正造影像群,

上述图像合成部生成将由上述图像校正部生成的上述校正造影像群的各个和上述操作者指定的上述第二时相中的造影像合成了的合成图像群,

上述显示控制部以在上述规定的显示部上动画显示由上述图像合成部生成的上述合成图像群的方式进行控制。

10. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在通过上述超声波探头以三维方式扫描上述超声波并沿着时间序列生成三维组织像以及三维造影像时,

上述移动量计算部分别计算三维选择组织像群的各个和上述第二时相的三维组织像之间的移动量,

上述图像校正部生成根据由上述移动量计算部计算出的每个上述三维选择组织像群的移动量,以和与移动量计算处理中所使用的上述第二时相的三维组织像对应的三维造影像的位置一致的方式校正了与该三维选择组织像群对应的三维选择造影像群的各个的三维校正造影像群,

上述图像合成部生成将与任意设定的设定断面对应的上述三维造影像的断面图像以及上述三维校正造影像群的各个的断面图像合成了的合成图像群,或者生成将与上述设定

断面对应的上述三维造影像的断面图像和上述三维校正造影像群的各个合成了的合成图像。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述移动量计算部使用在上述操作者在上述第二时相经由上述规定的输入部指定了的时间点所生成的三维组织像进行移动量计算处理,或者每在上述第二时相重新生成三维组织像,就使用该三维组织像进行移动量计算处理。

12. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在通过上述超声波探头以三维方式扫描上述超声波并沿着时间序列生成三维组织像以及三维造影像时,

上述移动量计算部分别计算三维选择组织像群的各个和上述第二时相的三维组织像之间的移动量,

上述图像校正部生成根据由上述移动量计算部计算出的每个上述三维选择组织像群的移动量,以和与移动量计算处理中所使用的上述第二时相的三维组织像对应的三维造影像的位置一致的方式校正了与该三维选择组织像群对应的三维选择造影像群的各个的三维校正造影像群,

上述图像合成部生成将与任意设定的设定断面对应的上述三维造影像的断面图像以及上述三维校正造影像群的各个的断面图像合成了的合成图像群,或者生成将与上述设定断面对应的上述三维造影像的断面图像和上述三维校正造影像群的各个合成了的合成图像群。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述移动量计算部使用在上述操作者在上述第二时相经由上述规定的输入部指定了的时间点所生成的三维组织像进行移动量计算处理,或者每在上述第二时相重新生成三维组织像,就使用该三维组织像进行移动量计算处理。

14. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在通过上述超声波探头以三维方式扫描上述超声波并沿着时间序列生成三维组织像以及三维造影像时,

上述移动量计算部分别计算三维组织像群的各个和上述第二时相的三维组织像之间的移动量,

上述图像校正部生成根据由上述移动量计算部计算出的每个上述三维选择组织像群的移动量,以和与移动量计算处理中所使用的上述第二时相的三维组织像对应的三维造影像的位置一致的方式校正了与该三维选择组织像群对应的三维选择造影像群的各个的三维校正造影像群,

上述图像合成部生成将与任意设定的设定断面对应的上述三维造影像的断面图像以及上述三维校正造影像群的各个的断面图像合成了的合成图像群,或者生成将与上述设定断面对应的上述三维造影像的断面图像和上述三维校正造影像群的各个合成了的合成图像群。

15. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于,上述图像合成部在生成上述合成图像群时,使上述第一时相中的造影像和上述第二时相中的造影像之间的色调和 / 或透明度发生变化。

16. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

移动量计算部,计算第一时相中的超声波图像和与上述第一时相不同的第二时相中的超声波图像之间的移动量;

图像校正部,生成根据由上述移动量计算部计算的移动量,对作为上述第一时相中的超声波图像而生成的造影像进行校正而得的校正图像;

图像合成部,合成由上述图像校正部生成的上述校正图像和作为上述第二时相中的超声波图像而生成的造影像,来生成合成图像;以及

显示控制部,以在规定的显示部上显示由上述图像合成部生成的上述合成图像的方式进行控制。

17. 根据权利要求 16 所述的图像处理装置,其特征在于,包括:

上述移动量计算部,计算在根据从超声波探头向投放了超声波造影剂的被检体发送的超声波的反射波生成的沿着时间序列的多个超声波图像中,投放了上述超声波造影剂后的上述第一时相中的超声波图像和作为上述第一时相之后的时相的上述第二时相中的超声波图像之间的移动量;

上述图像校正部,根据由上述移动量计算部计算出的移动量,以与作为上述第二时相中的超声波图像而生成的造影像的位置一致的方式校正了作为上述第一时相中的超声波图像而生成的造影像,来生成上述校正图像。

18. 一种图像处理方法,其特征在于,包括如下步骤:

移动量计算部计算第一时相中的超声波图像和与上述第一时相不同的第二时相中的超声波图像之间的移动量;

图像校正部生成根据由上述移动量计算部计算的移动量,对作为上述第一时相中的超声波图像而生成的造影像进行校正而得的校正图像;

图像合成部合成由上述图像校正部生成的上述校正图像和作为上述第二时相中的超声波图像而生成的造影像,来生成合成图像;

显示控制部以在规定的显示部上显示由上述图像合成部生成的上述合成图像的方式进行控制。

19. 根据权利要求 18 所述的图像处理方法,其特征在于,包括如下步骤:

上述移动量计算部计算在根据从超声波探头向投放了超声波造影剂的被检体发送的超声波的反射波生成的沿着时间序列的多个超声波图像中,投放了上述超声波造影剂后的上述第一时相中的超声波图像和作为上述第一时相之后的时相的上述第二时相中的超声波图像之间的移动量,

上述图像校正部根据由上述移动量计算部计算出的移动量,以与作为上述第二时相中的超声波图像而生成的造影像的位置一致的方式校正了作为上述第一时相中的超声波图像而生成的造影像,来生成上述校正图像。

20. 一种图像处理方法,其特征在于,包括如下步骤:

生成根据投放了超声波造影剂后的第一时相中的超声波图像和作为上述第一时相之后的时相的第二时相中的超声波图像之间的移动量,以与上述第二时相中的超声波图像的位置一致的方式校正了上述第一时相中的超声波图像的校正图像的步骤;

生成将上述校正图像和上述第二时相中的超声波图像合成了的合成图像的步骤;和

显示上述合成图像的步骤。

21. 一种图像显示方法,其特征在于,显示将根据投放了超声波造影剂后的第一时相中的超声波图像和作为上述第一时相之后的时相的第二时相中的超声波图像之间的移动量,以与上述第二时相中的超声波图像的位置一致的方式校正了上述第一时相中的超声波图像的校正图像和上述第二时相中的超声波图像合成了的合成图像。

## 超声波诊断装置、图像处理的装置及方法和图像显示方法

### 技术领域

[0001] 本申请享受 2009 年 6 月 8 日申请的日本专利申请号 2009-137703 以及 2010 年 5 月 10 日申请的日本专利申请号 2010-108582 的优先权的利益,在本申请中援引所述日本专利申请的全部内容。

[0002] 本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置、图像处理方法以及图像显示方法。

### 背景技术

[0003] 自以往以来,在使用超声波诊断装置的超声波检查中,通过使用以微小气泡为主要成分的超声波造影剂增强血流信号,从而进行拍摄将血流高灵敏度地映像化的造影像的造影超声波检查(例如,参照(社)日本图像医疗系统(system)工业会编辑“医用画像・放射線機器ハンドブック(handbook)”名古屋印刷株式会社平成 13 年、p. 221 ~ 225)。

[0004] 在此,推荐在以鉴别诊断肝肿瘤的“良性、恶性”为目的的腹部造影超声波检查中,在向被检体投放能够静脉内注射的超声波造影剂之后,评价在以下说明的 2 个时相下所拍摄的造影像。

[0005] 第一时相是被称为动脉相或血管早期相的时相。血管早期相相当于从超声波造影剂注入到数十秒后的时期,其是通过所注入的超声波造影剂能够观察动脉血流的动态(dynamic)的时相。

[0006] 在此,由于恶性肿瘤主要是受动脉支配,因此医师通过参照血管早期相中的造影像,可以确认营养肝肿瘤的血管的构造。特别是,医师为了评价相对于肝肿瘤的血流动态,使用超声波诊断装置的动画显示功能,参照血管早期相中的造影像的动态图像。

[0007] 第二时相是被称为实质相或后期相的时相。后期相相对于从超声波造影剂注入约 5 分钟以后(也有设约 4 分钟以后的设施)的时期,其是在通过肺循环使血流内的超声波造影剂充分减少的状态下,能够观察停留在肝脏内的超声波造影剂的分布状态的时相。

[0008] 在此,众所周知如上所述的恶性肿瘤为动脉支配,与此相对,正常的肝细胞为门静脉支配。另外,正常的肝细胞具有微细构造的血流的流路,除此之外还具有被称为库普弗(Kupffer)细胞的巨噬细胞。与此相对,恶性肿瘤为了构筑独自的组织构造而失去正常的肝细胞所具有的微细构造与库普弗细胞。

[0009] 因此,在正常的肝细胞中,通过巨噬细胞引入超声波造影剂,于此相对,在恶性肿瘤中,超声波造影剂的引入程度降低。其结果,在后期相下所拍摄的造影像中的高亮度部分基本上成为从正常的肝细胞中取得的信号。因此,医师通过参照后期相中的造影像,可以明确地观察肝肿瘤的形态。特别是,医师为了确认肝肿瘤的分布,参照静态地示出超声波造影剂的分布的后期相的静止图像,或者,如果使用能够以三维方式扫描超声波的超声波探头情况的话,参照立体静止图像。

[0010] 另外,近年来,希望通过除了鉴别肝肿瘤之外还诊断肝肿瘤的恶性程度(分化程度)来制定适当的治疗计划。此时,医师通过对作为在后期相下拍摄的造影像中的低亮度部分的肝肿瘤部分,观察在血管早期相下拍摄的造影像中的动脉流入位置是波及到肿瘤内

部还是集中到肿瘤的边缘区域,从而诊断肝肿瘤的恶性程度。

[0011] 因此,在以往的超声波诊断装置中,如图 14 所示,并列显示在动脉相下拍摄的造影像的动态图像与在后期相下拍摄的造影像的静止图像,医师通过观察并列显示的造影像,进行肝肿瘤的鉴别以及恶性程度诊断。另外,图 14 为用于说明现有技术的图。

[0012] 但是,在以往超声波诊断装置中显示的血管早期相以及后期相中的造影像未必是同一断面,另外,之所以并列显示是因为很难准确掌握动脉侵入到肝肿瘤的哪个位置,因此医师无法精度良好地进行肝肿瘤的鉴别以及恶性程度诊断。

[0013] 因此,近年来,报告了为了精度良好地进行肝肿瘤的鉴别以及恶性程度诊断,在第一次投放超声波造影剂到达后期相后,再次进行第二次的超声波造影剂投放,拍摄重新将动脉相的造影剂的分布重叠显示在后期相的造影剂分布中的造影像的“再注射法”(Re-Injection 法)。

[0014] 但是,在上述“再注射法”中,存在虽然可以精度良好地进行肝肿瘤的鉴别以及恶性程度诊断,但是由于二次投放超声波造影剂,对被检体的身体负担以及医师的作业负担增大,进而,由于检查时间延长,检查效率恶化的问题。

## 发明内容

[0015] 因此,该发明是为了解决上述现有技术的课题而作出的,其目的在于提供能够有效地进行高精度的肝肿瘤的鉴别以及恶性程度诊断的超声波诊断装置、图像处理装置、图像处理装置以及图像显示方法。

[0016] 本发明的一方式的超声波诊断装置,其特征在于,包括显示控制部,该显示控制部以重叠第一时相中的造影像和与上述第一时相不同的第二时相中的造影像并在规定的显示部上显示的方式进行控制。

[0017] 并且,本发明的另一方式的超声波诊断装置,其特征在于,包括:移动量计算部,计算在根据从超声波探头向投放了超声波造影剂的被检体发送的超声波的反射波生成的沿着时间序列的多个超声波图像中,投放了上述超声波造影剂后的第一时相中的超声波图像和作为上述第一时相之后的时相的第二时相中的超声波图像之间的移动量;图像校正部,生成根据由上述移动量计算部计算的移动量,以与上述第二时相中的超声波图像的位置一致的方式校正了上述第一时相中的超声波图像的校正图像;图像合成部,合成由上述图像校正部生成的上述校正图像和上述第二时相中的超声波图像而生成合成图像;和显示控制部,该显示控制部以在规定的显示部上显示由上述图像合成部生成的上述合成图像的方式进行控制。

[0018] 并且,本发明的另一方式的图像处理装置,其特征在于,包括显示控制部,该显示控制部以重叠第一时相中的造影像和与上述第一时相不同的第二时相中的造影像并在规定的显示部上显示的方式进行控制。

[0019] 本发明的另一方式的图像处理装置,其特征在于,包括:移动量计算部,计算在根据从超声波探头向投放了超声波造影剂的被检体发送的超声波的反射波生成的沿着时间序列的多个超声波图像中,投放了上述超声波造影剂后的第一时相中的超声波图像和作为上述第一时相之后的时相的第二时相中的超声波图像之间的移动量;图像校正部,生成根据由上述移动量计算部计算的移动量,以与上述第二时相中的超声波图像的位置一致的方



式校正了上述第一时相中的超声波图像的校正图像；图像合成部，合成由上述图像校正部生成的上述校正图像和上述第二时相中的超声波图像而生成合成图像；和显示控制部，该显示控制部以在规定的显示部上显示由上述图像合成部生成的上述合成图像的方式进行控制。

[0020] 并且，本发明的另一方式的图像处理方法，其特征在于，包括如下步骤：显示控制部以重叠第一时相中的造影像和与上述第一时相不同的第二时相中的造影像并在规定的显示部上显示的方式进行控制。

[0021] 并且，本发明的另一方式的图像处理方法，其特征在于，包括如下步骤：移动量计算部计算在根据从超声波探头向投放了超声波造影剂的被检体发送的超声波的反射波生成的沿着时间序列的多个超声波图像中，投放了上述超声波造影剂后的第一时相中的超声波图像和作为上述第一时相之后的时相的第二时相中的超声波图像之间的移动量；图像校正部生成根据由上述移动量计算部计算的移动量，以与上述第二时相中的超声波图像的位置一致的方式校正了上述第一时相中的超声波图像的校正图像；图像合成部合成由上述图像校正部生成的上述校正图像和上述第二时相中的超声波图像而生成合成图像；显示控制部以在规定的显示部上显示由上述图像合成部生成的上述合成图像的方式进行控制。

[0022] 并且，本发明的另一方式的图像处理方法，其特征在于，包括如下步骤：生成根据投放了超声波造影剂后的第一时相中的超声波图像和作为上述第一时相之后的时相的第二时相中的超声波图像之间的移动量，以与上述第二时相中的超声波图像的位置一致的方式校正了上述第一时相中的超声波图像的校正图像的步骤；生成将上述校正图像和上述第二时相中的超声波图像合成了的合成图像的步骤；和显示上述合成图像的步骤。

[0023] 并且，本发明的另一方式的图像显示方法，其特征在于，显示将根据投放了超声波造影剂后的第一时相中的超声波图像和作为上述第一时相之后的时相的第二时相中的超声波图像之间的移动量，以与上述第二时相中的超声波图像的位置一致的方式校正了上述第一时相中的超声波图像的校正图像和上述第二时相中的超声波图像合成了的合成图像。

[0024] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点，部分内容可以从说明书的描述中变得明显，或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

[0025] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式，并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

## 附图说明

[0026] 图 1 为用于说明实施例 1 中的超声波诊断装置的结构图。

[0027] 图 2 为用于说明血管早期相中的三维组织像以及三维造影像的图。

[0028] 图 3A 以及图 3B 为用于说明图像选择用 GUI 显示控制部的图。

[0029] 图 4 为用于说明移动量计算部以及图像校正部的图。

[0030] 图 5A、图 5B 以及图 5C 为用于说明动画合成部的图。

[0031] 图 6 为用于说明实施例 1 中的超声波诊断装置的图像选择处理的流程图 (flowchart)。

[0032] 图 7 为用于说明实施例 1 中的超声波诊断装置的动画显示处理的流程图。

- [0033] 图 8 为用于说明实施例 2 中的超声波诊断装置的结构图。
- [0034] 图 9 为用于说明条件设定用 GUI 的图。
- [0035] 图 10 为用于说明实施例 2 中的超声波诊断装置的处理流程图。
- [0036] 图 11 为用于说明第一变形例的图。
- [0037] 图 12A 以及图 12B 为用于说明第二变形例的图。
- [0038] 图 13 为用于说明第三变形例的图。
- [0039] 图 14 为用于说明现有技术的图。

## 具体实施方式

[0040] 以下,参照附图详细说明与该发明相关的超声波诊断装置、图像处理装置、图像处理方法及图像显示方法的优选实施例。另外,以下,将嵌入了执行与该发明相关的图像处理方法及图像显示方法的图像处理装置后的超声波诊断装置作为实施例进行说明。

[0041] 首先,使用图 1,针对实施例 1 中的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 为用于说明实施例 1 中的超声波诊断装置的结构图。如图 1 所示,本实施例中的超声波诊断装置具有超声波探头 1、显示器 (monitor) 2、输入装置 3 和装置主体 10。

[0042] 超声波探头 1 内置集聚多个振子单元 (cell) 的超声波振子,将从该超声波振子中发生的超声波发送至被检体内作为超声波束 (beam)。另外,超声波探头 1 在超声波振子的各振子单元中,接收来自被检体的内部组织的反射波。

[0043] 在此,在本实施例中,针对通过将多个超声波振子排列成矩阵 (matrix) (格子) 状的二维超声波探头作为超声波探头 1 来使用,以二维方式发送超声波束并以三维方式扫描被检体内的情况进行说明。另外,二维超声波探头也能够聚集而发送超声波束并在二维断层内扫描被检体内。

[0044] 另外,本实施例也能够应用于通过机械性地摆动配置成一系列的多个超声波振子,将以三维方式扫描被检体内的机械扫描探头 (mechanical scan probe) 作为超声波探头 1 来使用的情况。

[0045] 显示器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定请求的 GUI (Graphical User Interface: 图形用户界面),或显示在装置主体 10 中生成的超声波图像。

[0046] 输入装置 3 具有鼠标 (mouse)、键盘 (keyboard)、按钮 (button)、面板开关 (panel switch)、指令触摸屏 (touch command screen)、脚踏开关 (foot switch)、跟踪球 (trackball) 等,接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,向装置主体 10 转送所接受的各种设定请求。

[0047] 例如,输入装置 3 作为操作者按下的按钮,具有“静止按钮 (freeze button)”。当按下“静止按钮”时,超声波的发送接收暂时结束,超声波诊断装置为暂时停止状态。另外,输入装置 3 作为与本实施例密切相关的按钮,具有“图像选择按钮”以及“合成图像显示按钮”,对此后面进行详细叙述。

[0048] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收的反射波生成超声波图像的装置,如图 1 所示,其具有发送接收部 11、B 模式 (mode) 处理部 12、多普勒 (doppler) 处理部 13、图像处理电路 14、运算及控制电路 15、图像前处理部 16、内部存储部 17 和存储器 (memory) 18。

[0049] 发送接收部 11 与超声波探头 1 连接,发送接收部 11 内置的脉冲发生器 (pulser) 根据运算及控制电路 15 的控制,对应每个规定的延迟时间产生高电压脉冲 (pulse)。发送接收部 11 内置的脉冲发生器所产生的高电压脉冲依次施加到内置在超声波探头 1 内的超声波振子的各振子单元,由此,在各振子单元中产生超声波。

[0050] 另外,发送接收部 11 当输入超声波探头 1 接收的反射波的接收信号时,通过前置放大器 (preamplifier) (未图示) 对接收信号进行增益 (gain) 校正,对增益校正完成的接收信号,进行 A/D(analog/digital:模拟/数字) 变换处理。并且,发送接收部 11 经由总线 (bus) 将 A/D 变换后的接收信号暂时存储到存储器 18。

[0051] 另外,发送接收部 11 根据运算及控制电路 15 的控制,在所需要的时机 (timing) 读出存储器 18 中存储的 A/D 变换后的接收信号,通过相位调整并相加所读出的 A/D 变换后的接收信号将其作为接收数据 (data)。并且,发送接收部 11 根据运算及控制电路 15 的控制,经由总线将接收数据发送至 B 模式处理部 12、多普勒处理部 13。

[0052] B 模式处理部 12 根据接收到的接收数据,进行用于构成以亮度的明亮程度表现信号强度的 B 模式图像的 B 模式图像构成用数据的生成处理。另外,多普勒处理部 13 根据接收到的接收数据,进行用于构成利用多普勒效应将血流等的平均速度、方差、功率 (power) 等移动体信息图像化后的多普勒图像的多普勒模式图像构成用数据的生成处理。

[0053] 在此,B 模式处理部 12 具有频率滤波器 (filter)。并且,B 模式处理部 12 使用频率滤波器分离接收数据中的与发送频率对应的基本波的频带信号,从而提取出被检体内的组织信号,生成用于构成 B 模式组织图像 (以下,记载为组织像) 的 B 模式组织图像构成用数据。

[0054] 另外,B 模式处理部 12 使用频率滤波器,分离接收数据中的发送频率的分谐波或高次谐波的频带信号,提取通过超声波造影剂增强的信号,生成用于构成 B 模式造影图像 (以下,记载为造影像) 的 B 模式造影图像构成用数据。

[0055] 并且,B 模式处理部 12 将所生成的 B 模式组织图像构成用数据以及 B 模式造影图像构成用数据发送至图像生成电路 14,同时将其存储到存储器 18。另外,多普勒处理部 13 将所生成的多普勒模式图像构成用数据发送至图像生成电路 14,同时将其存储到存储器 18。

[0056] 另外,B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 可同时对二维数据以及三维数据进行处理,在本实施例中,根据从作为二维超声波探头的超声波探头 1 接收到的反射波所生成的三维接收数据,进行三维图像构成用的数据生成处理。

[0057] 如图 1 所示,图像处理电路 14 具有图像生成部 14a 以及动画合成部 14b。图像生成部 14a 对从 B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 接收到的图像构成用数据进行正交坐标系的变换处理 (正交变换处理)、D/A 变换处理等,从而生成 B 模式图像 (组织像以及造影像)、多普勒图像。

[0058] 另外,图像生成部 14a 在接收了三维图像构成用数据时,生成三维 B 模式图像以及三维多普勒图像。即,图像生成部 14a 当从 B 模式处理部 12 接收三维 B 模式组织图像构成用数据以及三维 B 模式造影图像构成用数据时,生成三维组织像以及三维造影像。另外,图像生成部 14a 当从多普勒处理部 13 接收三维多普勒模式图像构成用数据时,生成三维多普勒图像。

[0059] 动画合成部 14b 使用由图像生成部 14a 生成的图像,进行动画合成。具体而言,使用由图像生成部 14a 生成的血管早期相以及后期相的造影像进行动画合成。其中,针对动画合成部 14b,后面进行详细叙述。

[0060] 图像前处理部 16 是在由动画合成部 14b 进行动画合成处理之前,对由图像生成部 14a 生成的图像进行前处理的部,如图 1 所示,其具有图像选择用 GUI 显示控制部 16a、移动量计算部 16b 和图像校正部 16c。另外,关于所述部件与动画合成部 14b 一起,后面进行详细叙述。

[0061] 存储器 18 为存储从发送接收部 11 接收到的数据、从 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 接收到的数据、由图像处理电路 14 生成的各种图像的存储器。

[0062] 内部存储部 17 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的各种控制用条件、诊断信息(例如,患者 ID、医师的观察结果等)、诊断协议(protocol)等各种数据。另外,内部存储部 17 根据需要,也可以用于存储器 18 存储的图像的保存等。

[0063] 运算及控制电路 15 根据由输入装置 3 所输入的各种设定请求和内部存储部 17 存储的各种控制用条件,控制上述发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像处理电路 14、图像前处理部 16 等超声波诊断装置的处理整体。

[0064] 在此,本实施例 1 中的超声波诊断装置为了进行腹部造影超声波扫描,根据从超声波探头 1 向投放了超声波造影剂的被检体发送的超声波的反射波生成沿着时间序列的多个超声波图像(三维组织像以及三维造影像)。并且,本实施例 1 中的超声波诊断装置通过重叠并显示血管早期相的造影像与后期相的造影像,能够有效地进行高精度的肝肿瘤的鉴别以及恶性程度诊断。

[0065] 针对本实施例 1 中的超声波诊断装置所进行的重叠显示处理的具体一例,使用图 2 至图 5 进行说明。其中,图 2 为用于说明血管早期相中的三维组织像以及三维造影像的图,图 3A 以及图 3B 为用于说明图像选择用 GUI 显示控制部的图,图 4 为用于说明移动量计算部以及图像校正部的图,图 5A、图 5B 以及图 5C 为用于说明动画合成部的图。

[0066] 在实施例 1 中,首先,在由操作者将超声波探头 1 固定在被检体腹部的状态下,向被检体的静脉注入超声波造影剂,在血管早期相(从超声波造影剂注入到数十秒后的时期)下进行三维扫描(体扫描(volumescan))。

[0067] 由此,图像生成部 14a 从 B 模式处理部 12 依次接收三维 B 模式组织图像构成用数据以及三维 B 模式造影图像构成用数据,如图 2 所示,生成血管早期相中的沿着时间序列的三维组织像以及三维造影像并存储到存储器 18。在此,如图 2 所示,在血管早期相的三维造影像中,描绘动脉的血流动态。另外,图像生成部 14a 根据所生成的三维造影像,也生成规定断面方向的断面图像(二维造影像)并存储到存储器 18。

[0068] 在此,当由操作者按下输入装置 3 的“图像选择按钮”时,图像选择用 GUI 显示控制部 16a 以在显示器 2 上显示的方式控制图 3A 所示的图像选择用 GUI。

[0069] 具体而言,图像选择用 GUI 显示控制部 16a 从存储器 18 中读出图像生成部 14a 生成的血管早期相中的沿着时间序列的二维造影像,如图 3A 所示,以在缩小这些二维造影像的状态下并列显示的方式进行控制。

[0070] 在此,操作者选择成为由动画合成部 14b 进行的合成处理对象的二维造影像群。例如,如图 3A 所示,图像选择用 GUI 显示控制部 16a 当操作者使用输入装置 3 的鼠标选择

成为二维造影像群的起点的图像与成为二维造影像群的终点的图像时,以强调显示所选择的图像的框的方式进行控制,另外,在图像选择用 GUI 中显示的造影像也可以是图像生成部 14a 根据三维造影像通过体渲染 (volume rendering) 处理等渲染处理所生成的渲染图像。

[0071] 在此,如图 3A 所示,在图像选择用 GUI 中,在动画合成部 14b 的合成处理中,显示用于设定色调的“颜色设置”(Color Setting) 区域 (A 以及 B)。即,“颜色设置 A”为用于设定合成血管早期相中的造影像时的色调的区域,“颜色设置 B”为用于设定合成后期相中的造影像时的色调(合成色)的区域。

[0072] 当由操作者按下“颜色设置 A”或“颜色设置 B”的矩形部分时,如图 3B 所示,图像选择用 GUI 显示控制部 16a 显示用于设定合成色的调色板 (color palette)。当由参照了调色板的操作者选择血管早期相以及后期相各自的合成色时,图像选择用 GUI 显示控制部 16a 在图 3(A) 所示的“颜色设置”区域,显示所选择的合成色。

[0073] 另外,如图 3B 所示,图像选择用 GUI 显示控制部 16a 与调色板一起显示用于设定血管早期相以及后期相各自的合成时的透明度的滑块 (slide bar)。操作者通过使滑块移动,设定血管早期相以及后期相各自的合成时的透明度。

[0074] 由此,通过由参照图像选择用 GUI 的操作者设定成为合成处理对象的血管早期相的二维造影像群,决定重叠显示用范围内的血管早期相的三维造影像群以及三维组织像群。

[0075] 并且,当超声波诊断装置根据操作者的指示,从后期相(从超声波造影剂注入约 5 分钟以后的时期)紧接之前重新开始体扫描时,图像生成部 14a 从 B 模式处理部 12 依次接收三维 B 模式组织图像构成用数据以及三维 B 模式造影图像构成用数据,从而生成后期相中的沿着时间序列的三维组织像以及三维造影像。在后期相中的三维造影像中,描绘肝肿瘤部分作为低亮度部分。

[0076] 在此,图像生成部 14a 根据后期相中的三维造影像,生成作为规定的断面方向的断面图像的二维造影像。二维造影像通过运算及控制电路 15 的控制被显示在显示器 2 上。并且,当通过参照后期相的二维造影像的操作者按下输入装置 3 的合成显示按钮时,超声波的发送接收暂时结束,移动量计算部 16b 开始处理。

[0077] 移动量计算部 16b 使用由参照了图像选择用 GUI 的操作者所选择的重叠显示用范围内的血管早期相的各三维组织像和与合成显示按钮按下时的二维造影像对应的三维组织像计算移动量(参照图 4 的 (1))。

[0078] 具体而言,移动量计算部 16b 计算血管早期相的三维组织像相对于后期相的三维组织像的各移动量。例如,移动量计算部 16b 通过对被选择的各三维组织像,进行二值化处理、边缘 (edge) 处理、或提取特征量的滤波处理,在处理完成的三维组织像之间,进行相互相关处理,从而以三维方式计算血管早期相的三维组织像相对于后期相的三维组织像的各移动量。

[0079] 另外,移动量计算部 16b 的计算处理能力低时,在计算移动量时,也能以通过间除每 1 条扫描线的取样点数减少运算量的方式来设定。另一方面,移动量计算部 16b 的计算处理能力高时,在计算移动量时,也可以使用逐次近似法。

[0080] 图像校正部 16c 使用移动量计算部 16b 计算的移动量,以与合成显示按钮按下时

的后期相的三维组织像的位置一致的方式校正与位于重叠显示用范围内的血管早期相的三维组织像对应的各三维造影像（参照图 4 的（2））。

[0081] 动画合成部 14b 对合成显示按钮按下时的后期相的三维造影像和由图像校正部 16c 生成的重叠显示用范围（血管早期相）的校正完成的各三维造影像进行合成。即，动画合成部 14b 对于形态明确的肿瘤部分，生成营养肿瘤的动脉的血流动态沿着时间序列变化的动画用图像群。另外，动画合成部 14b 根据由参照图像选择用 GUI 的操作者设定的显示用条件（合成色以及透明度），进行合成处理。

[0082] 例如，动画合成部 14b 在操作者在合成显示按钮按下时所参照的后期相的二维造影像的同一断面方向上，根据重叠显示用范围（血管早期相）的校正完成的各三维造影像在图像生成部 14a 中生成校正完成的二维造影像。并且，如图 5A 所示，动画合成部 14b 合成后期相的二维造影像和校正完成的各二维造影像从而生成动画用图像群。

[0083] 或者，动画合成部 14b 在与操作者在合成显示按钮按下时所参照的后期相的二维造影像的断面方向正交的断面上，根据后期相的三维造影像和重叠显示用范围（血管早期相）的校正完成的各三维造影像，在图像生成部 14a 中生成二维造影像。由此，如图 5B 所示，动画合成部 14b 生成与在图 5A 中所使用的断面正交的断面中的动画用图像群。

[0084] 或者，动画合成部 14b 根据重叠显示用范围（血管早期相）的校正完成的三维造影像，在图像生成部 14a 中生成在操作者指定的视点方向上进行了体渲染处理后的体渲染。进而，动画合成部 14b 根据合成显示按钮按下时的三维造影像，在与操作者指定的视点方向正交的断面上在图像生成部 14a 中生成二维造影像。由此，如图 5C 所示，动画合成部 14b 生成表示动脉挤进肿瘤内部的状态的动画用图像群。

[0085] 并且，由动画合成部 14b 生成的动画用图像群通过运算及控制电路 15 的控制，在显示器 2 上显示动画。

[0086] 其次，使用图 6 以及图 7，针对实施例 1 中的超声波诊断装置的处理进行说明。图 6 为用于说明实施例 1 中的超声波诊断装置的图像选择处理的流程图，图 7 为用于说明实施例 1 中的超声波诊断装置的动画显示处理的流程图。

[0087] 如图 6 所示，实施例 1 中的超声波诊断装置，当将超声波造影剂注入被检体，由操作者经由输入装置 3 接受体扫描的开始请求时（步骤（step）S601 为“是”），图像生成部 14a 从 B 模式处理部 12 依次接收三维 B 模式组织图像构成用数据以及三维 B 模式造影图像构成用数据，从而生成血管早期相中的沿着时间序列的三维超声波图像（三维组织像以及三维造影像）并将其存储到存储器 18（步骤 S602）。另外，在本实施例中，在血管早期相中的体扫描结束的时间点，超声波诊断装置根据操作者的指示，暂时停止超声波的发送接收。

[0088] 并且，当由操作者按下输入装置 3 的图像选择按钮时（步骤 S603 为“是”），图像选择用 GUI 显示控制部 16a 以在显示器上显示图像选择用 GUI 的方式进行控制（步骤 S604，参照图 3）

[0089] 然后，当由参照图像选择用 GUI 所显示的血管早期相的二维造影像的操作者，选择重叠显示用范围，设定显示用条件（合成色以及透明度）时（步骤 S605 为“是”），超声波诊断装置结束图像选择处理。

[0090] 接着，如图 7 所示，实施例 1 中的超声波诊断装置，当在后期相紧接之前，由操作者经由输入装置 3 接受体扫描的重新开始请求时（步骤 S701 为“是”），图像生成部 14a 从 B

模式处理部 12 依次接收三维 B 模式组织图像构成用数据以及三维 B 模式造影图像构成用数据,从而生成后期相中的三维超声波图像(三维组织像以及三维造影像)并将其存储到存储器 18(步骤 S702)。另外,显示器 2 显示图像生成部 14a 根据后期相中的三维造影像生成的二维造影像。另外,在体扫描重新开始时,在与血管早期相中的体扫描执行时同位置配置超声波探头 1。

[0091] 并且,当由操作者按下输入装置 3 的合成显示按钮时(步骤 S703 为“是”),移动量计算部 16b 计算与合成显示按钮按下时的二维造影像对应的三维组织像和由参照了图像选择用 GUI 的操作者所选择的重叠显示用范围内的血管早期相的各三维组织像之间移动量(步骤 S704)。

[0092] 然后,图像校正部 16c 使用移动量计算部 16b 计算的移动量,以与合成显示按钮按下时的后期相的三维组织像的位置一致的方式校正与重叠显示用范围内的血管早期相的三维组织像对应的各三维造影像(步骤 S705)。

[0093] 进而,动画合成部 14b 对合成显示按钮按下时的后期相的三维造影像,通过显示用条件合成由图像校正部 16c 生成的重叠显示用范围(血管早期相)的校正完成的各三维造影图像,运算及控制电路 15 以在显示器 2 上动画显示由动画合成部 14b 生成的动画用图像群的方式进行控制(步骤 S706),结束处理。

[0094] 如上所述,在实施例 1 中,图像生成部 14a 从 B 模式处理部 12 依次接收三维 B 模式组织图像构成用数据以及三维 B 模式造影图像构成用数据,从而生成血管早期相中的沿着时间序列的三维超声波图像(三维组织像以及三维造影像)。并且,当由操作者按下输入装置 3 的图像选择按钮时,图像选择用 GUI 显示控制部 16a 以在显示器上显示图像选择用 GUI 的方式进行控制。参照图像选择用 GUI 所显示的血管早期相的二维造影像的操作者选择重叠显示用范围,进而,设定显示用条件(合成色以及透明度)。

[0095] 并且,图像生成部 14a 从 B 模式处理部 12 依次接收三维 B 模式组织图像构成用数据以及三维 B 模式造影图像构成用数据,从而生成后期相中的三维超声波图像(三维组织像以及三维造影像)。当由操作者按下输入装置 3 的合成显示按钮时,移动量计算部 16b 计算与合成显示按钮按下时的二维造影像对应的三维组织像和由参照了图像选择用 GUI 的操作者选择的重叠显示用范围内的血管早期相的各三维组织像之间的移动量。并且,图像校正部 16c 使用移动量计算部 16b 计算的移动量,校正与重叠显示用范围内的血管早期相的三维组织像对应的各三维造影像。

[0096] 并且,动画合成部 14b 对合成显示按钮按下时的后期相的三维造影像,通过显示用条件合成由图像校正部 16c 生成的重叠显示用范围(血管早期相)的校正完成的各三维造影像,运算及控制电路 15 以在显示器 2 上动画显示由动画合成部 14b 生成的动画用图像群的方式进行控制。

[0097] 因此,在实施例 1 中,由于对形态明确的肿瘤部分,显示营养肿瘤的动脉的血流动态沿着时间序列变化的动画,因此医师可以同时识别对于肿瘤的形状和营养血管的肿瘤的分布,所以能够有效地进行高精度的肝肿瘤的鉴别以及恶性程度诊断。

[0098] 另外,在实施例 1 中,由于通过所设定的显示用条件来生成动画用图像群,因此可以提高动画像中的肿瘤以及营养血管的识别性,能够进行更高精度的肝肿瘤的鉴别以及恶性程度诊断。

[0099] 另外,为了在断面图像中参照后期相,在操作者通过二维超声波探头聚集超声波束进行二维扫描时,本实施例中的超声波诊断装置在按下合成显示按钮后,能够自动改变超声波的发送接收条件,执行一次体扫描生成三维超声波图像能够进行由移动量计算部 16b、图像校正部 16c 以及动画合成部 14b 进行的处理。

[0100] 在上述实施例 1 中,针对在超声波造影剂注入后选择动画显示的血管早期相的造影像的情况进行了说明。在实施例 2 中,针对通过在超声波造影剂注入前设定的条件选择动画显示的血管早期相的造影像的情况,使用图 8 以及图 9 进行说明。另外,图 8 为用于说明实施例 2 中的超声波诊断装置的结构图,图 9 为用于说明条件设定用 GUI 的图。

[0101] 如图 8 所示,实施例 2 中的超声波诊断装置与实施例 1 中的超声波诊断装置相比,不同的是具有条件选择用 GUI 显示控制部 16d 以及条件设定部 16e 取代图像选择用 GUI 显示控制部 16a。以下,以此为中心进行说明。

[0102] 条件选择用 GUI 显示控制部 16d 在超声波造影剂注入之前,当操作者按下输入装置 3 的条件选择用按钮时,以在显示器 2 上显示条件选择用 GUI 的方式进行控制。

[0103] 在条件选择用 GUI 中,如图 9 所示,显示用于输入选择血管早期相中的重叠显示用范围的条件的“重叠图像选择条件”的输入区域。例如,如果将重叠显示用范围作为超声波造影剂注入后的“10 秒至 20 秒”所生成的超声波图像时,操作者在“重叠图像选择条件”的输入区域输入“10”以及“20”。

[0104] 另外,在实施例 2 中,并不是通过实施例 1 中所使用的“合成显示按钮”而是通过以往超声波诊断装置中所设置的“静止按钮”,选择后期相中的超声波图像。即,在实施例 2 中,将在“静止按钮”被按下的时间点所显示的超声波图像设为移动量计算以及动画合成的对象数据。

[0105] 因此,在条件选择用 GUI 中,如图 9 所示,显示用于输入判定按下“静止按钮”的时间点是否是后期相的条件的“后期相判定条件”的输入区域。例如,如果将后期相设为超声波造影剂注入后的“300 秒至 360 秒”时,操作者在“后期相判定条件”的输入区域输入“300”以及“360”。

[0106] 另外,在条件选择用 GUI 中,如图 9 所示,与在实施例 1 中说明的图像选择用 GUI 一样,当显示用于设定色调的“颜色设置”区域(A 以及 B),由操作者按下“颜色设置 A”或“颜色设置 B”的矩形部分时,将用于设定合成色的调色板与设定透明度的滑块一起显示。

[0107] 条件判定部 16e 根据与超声波造影剂注入同时输入的操作者的指示,测定从超声波造影剂注入时的经过时间。并且,条件判定部 16e 判定根据在“重叠图像选择条件”中设定的时间段所收集到的体数据所生成的三维组织像以及三维造影像作为成为移动量计算部 16b、图像校正部 16c 以及动画合成部 14b 的处理对象的“重叠显示用范围的三维超声波图像”。

[0108] 另外,条件判定部 16e 判定按下“静止按钮”的时间点是否是在“后期相判定条件”中设定的时间段。条件判定部 16e 在“静止按钮”被按下的时间点是在“后期相判定条件”中设定的时间段时,请求移动量计算部 16b 执行移动量计算处理。由此,在显示器 2 中,显示血管早期相以及后期相的合成动态图像。

[0109] 另一方面,条件判定部 16e 在“静止按钮”被按下的时间点不是在“后期相判定条件”中设定的时间段时,请求移动量计算部 16b 不执行移动量计算处理。另外,此时,根据条



件设定部 16e 的指示,在显示器 2 中,也可以显示向操作者报告当前时间点不是在“后期相判定条件”中设定的时间段的信息。

[0110] 其次,使用图 10,针对实施例 2 中的超声波诊断装置的处理进行说明。图 10 为用于说明实施例 2 中的超声波诊断装置的处理的流程图。另外,以下,针对不中断体扫描在位于血管早期相与后期相之间的门静脉相中也生成超声波图像的情况进行说明。

[0111] 如图 10 所示,实施例 2 中的超声波诊断装置当在超声波造影剂注入前,通过按下条件选择用按钮,接受条件选择用 GUI 的显示请求时(步骤 S1001 为“是”),条件选择用 GUI 显示控制部 16d 以在显示器 2 上显示条件选择用 GUI 的方式进行控制(步骤 S1002)。

[0112] 并且,当经由条件选择用 GUI,由操作者接受重叠图像选择条件、后期相判定条件以及显示用条件时(步骤 S1003 为“是”),超声波诊断装置判定向被检体注入超声波造影剂,是否由操作者经由输入装置 3 已经接受体扫描的开始请求(步骤 S1004)。

[0113] 在没有接受体扫描的开始请求时(步骤 S1004 为“否”),超声波诊断装置处于待机状态。

[0114] 另一方面,在接受了体扫描的开始请求时(步骤 S1004 为“是”),条件判定部 16e 开始测定从超声波造影剂注入时的经过时间(步骤 S1005)。

[0115] 并且,图像生成部 14a 从 B 模式处理部 12 接收三维 B 模式组织图像构成用数据以及三维 B 模式造影图像构成用数据,从而生成三维超声波图像(三维组织像以及三维造影像)(步骤 S1006)。

[0116] 在此,条件设定部 16e 判定经过时间是否是在重叠图像选择条件中设定的时间段(步骤 S1007)。

[0117] 在上述经过时间不是在重叠图像选择条件中设定的时间段时(步骤 S1007 为“否”),条件判定部 16e 将所生成的三维超声波图像存储到存储器 18 作为非重叠用的数据(步骤 S1009)。

[0118] 另一方面,在上述经过时间是在重叠图像选择条件中设定的时间段时(步骤 S1007 为“是”),条件判定部 16e 将所生成的三维超声波图像存储到存储器 18 作为重叠用的数据(步骤 S1008)。

[0119] 在步骤 S1008 以及步骤 S1009 之后,运算及控制电路 15 判定是否按下了静止按钮(步骤 S1010)。

[0120] 在没有按下静止按钮时(步骤 S1010 为“否”),返回到步骤 S1006,图像生成部 14a 从 B 模式处理部 12 接收新的三维 B 模式组织图像构成用数据以及三维 B 模式造影图像构成用数据,从而生成三维超声波图像(三维组织像以及三维造影像)。

[0121] 在按下静止按钮时(步骤 S1010 为“是”),条件判定部 16e 判定按下静止按钮的时间点是否是在后期相判定条件中设定的时间段(步骤 S1011)。

[0122] 在此,在按下静止按钮的时间点不是在后期相判定条件中设定的时间段时(步骤 S1011 为“否”),返回到步骤 S1006,图像生成部 14a 从 B 模式处理部 12 接收新的三维 B 模式组织图像构成用数据以及三维 B 模式造影图像构成用数据,从而生成三维超声波图像(三维组织像以及三维造影像)。

[0123] 另一方面,在按下静止按钮的时间点是在后期相判定条件中设定的时间段时(步骤 S1011 为“是”),移动量计算部 16b 计算静止按钮按下时的三维组织像与重叠显示用范围

内的血管早期相的各三维组织像之间的移动量（步骤 S1012）。即，直到在后期相判定条件中设定的时间段按下静止按钮为止，根据运算及控制电路 15 的控制，将由图像生成部 14a 根据三维造影图像生成的二维造影图像显示在显示器 2 上。

[0124] 并且，图像校正部 16c 使用由移动量计算部 16b 计算的移动量，以与静止按钮按下时的后期相的三维组织像的位置一致的方式校正与重叠显示用范围内的血管早期相的三维组织像对应的各三维造影像（步骤 S1013）。

[0125] 然后，动画合成部 14b 对合成显示按钮按下时的后期相的三维造影像，通过显示用条件合成由图像校正部 16c 生成的重叠显示用范围（血管早期相）的校正完成的各三维造影像，运算及控制电路 15 以在显示器 2 上动画显示由动画合成部 14b 生成的动画用图像群的方式进行控制（步骤 S1014），结束处理。

[0126] 如上所述，在实施例 2 中，如果预先设定重叠图像选择条件以及后期相判定条件，只需按下静止按钮，对于肿瘤部分，即可显示营养肿瘤的动脉的血流动态沿着时间序列变化的动画，因此医师能够简便地进行高精度的肝肿瘤的鉴别以及恶性程度诊断。

[0127] 另外，在上述实施例 1 以及 2 中，针对在腹部造影超声波检查实施中，显示血管早期相与后期相的合成动画的情况进行了说明。但是，上述实施例 1 以及实施例 2 也可以是在腹部造影超声波检查实施后，显示血管早期相与后期相的合成动画的情况。对此使用图 11 进行说明。另外，图 11 为用于说明第一变形例的图。

[0128] 第一变形例中的超声波诊断装置将在腹部造影超声波检查中生成的所有三维组织像以及三维造影像存储到存储器 18 或内部存储部 17。并且，根据操作者的指示，图像生成部 14a 例如根据所存储的三维造影像生成二维造影像，显示器 2 显示二维造影像。

[0129] 并且，如图 11 所示，操作者选择存储后的图像，移动量计算部 16b、图像校正部 16c 以及动画合成部 14b 通过使用所选择的存储后的图像执行各处理，显示血管早期相与后期相的合成动画。

[0130] 另外，在上述实施例 1 以及 2 中，针对通过图像处理计算三维超声波图像之间的移动量的情况进行了说明。但是，上述实施例 1 以及 2 也可以是通过在超声波探头 1 所安装的各种位置传感器（sensor）计算三维超声波图像之间的移动量的情况。对此使用图 12A 以及图 12B 进行说明。另外，图 12A 以及图 12B 为用于说明第二变形例的图。

[0131] 在第二变形例的超声波诊断装置中，例如如图 12A 所示，在超声波探头 1 安装磁传感器 4，进而，在被检体横躺的检查床上安装产生磁信号的磁场产生线圈（coil）5。并且，磁传感器 4 检测磁场产生线圈 5 所产生的磁信号，通过计算相对于磁场产生线圈 5 的坐标位置，计算超声波探头 1 的移动量。并且，图像校正部 16c 使用磁传感器 4 计算的移动量，执行三维造影像的校正处理。

[0132] 或者，在第二变形例的超声波诊断装置中，例如如图 12B 所示，超声波探头 1 与臂（arm）连接。并且在臂上安装有位置及角度传感器 6。位置及角度传感器 6 检测超声波探头 1 相对于检查床的位置和超声波探头 1 相对于检查床的角度。并且，图像校正部 16c 使用磁传感器 4 计算的位置以及角度的移动量，执行三维造影像的校正处理。

[0133] 另外，在上述实施例 1 及 2 中，针对使用在操作者指定的时间点生成的后期相的三维组织像进行重叠显示用范围的各三维组织像的移动量计算处理的情况进行了说明。但是，上述实施例 1 及 2 也可以是每在后期相重新生成三维组织像，就使用该三维组织像进行

重叠显示用范围的各三维组织像的移动量计算处理的情况。对此,使用图 13 进行说明。其中,图 13 为用于说明第三变形例的图。

[0134] 在第三变形例的超声波诊断装置中,每重新生成后期相的三维组织像以及三维造影像,就实时(real time)进行移动量计算处理、校正处理、图像合成处理以及显示控制处理。例如,移动量计算部 16b 每在成为后期相的时间点以后重新生成三维组织像以及三维造影像,就计算新生成的后期相的三维组织像与重叠显示用范围的各三维组织像之间的移动量。并且,图像校正部 16c 以与和在移动量计算处理中所使用的后期相的三维组织像一起所生成的三维造影像的位置一致的方式,校正与重叠显示用范围内的血管早期相的三维组织像对应的各三维造影像。并且,动画合成部 14b 对后期相的新的三维造影像,合成重叠显示用范围的校正完成的各三维造影像。并且,运算及控制电路 15 以在显示器 2 上动画显示对后期相的每个新的三维造影像所生成的动画用图像群的方式进行控制。由此,如图 13 所示,显示器 2 实时显示后期相造影像 1 的动画用图像群、后期相造影像 2 的动画用图像群等。

[0135] 另外,在上述实施例 1 及 2 中,针对移动量计算部 16b、图像校正部 16c 以及动画合成部 14b 的处理对象是通过体扫描所生成的数据整体的情况进行了说明。但是,上述实施例 1 及 2 也可以是移动量计算部 16b、图像校正部 16c 以及动画合成部 14b 的处理对象只是通过体扫描所生成的数据中的、操作者设定的关心区域的情况。

[0136] 另外,在上述实施例 1 及 2 中,针对沿着时间序列选择多个血管早期相中的超声波图像的情况进行了说明。但是,上述实施例 1 及 2 也可以是只选择一个血管早期相中的超声波图像的情况。此时,所显示的合成图像成为静止图像,但是通过选择适当时间点的血管早期相的造影像,能够有效地进行高精度的肝肿瘤的鉴别以及恶性程度诊断。

[0137] 另外,在上述实施例 1 及 2 中,针对根据后期相的三维造影像所生成的断面图像成为图像合成的对象的情况进行了说明。但是上述实施例 1 及 2 也可以是根据后期相的三维造影像所生成的渲染图像成为图像合成的对象的情况。

[0138] 另外,在上述实施例 1 及 2 中,针对使用通过体扫描所生成的三维超声波图像的情况进行了说明。但是上述实施例 1 及 2 也可以是通过搜索适当的观察断面方向,使用通过二维扫描所生成的二维超声波图像的情况。

[0139] 另外,图示的各种装置各结构要素为功能概念性要素,未必需要在物理上如图示那样地构成。即,各装置的分散及合并的具体方式并不限定于图示的方式,可以根据各种负荷、使用状况等以任意单位在功能上或物理上分散及合并并构成其全部或一部分。

[0140] 还有,根据上述实施方式中公开的适宜多个的结构要素的组合,可以形成各种的发明。例如:既可以削除从实施方式中显示的全部结构要素的几个结构要素,又可以适当地组合不同实施方式内的结构要素。

[0141] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求范围以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

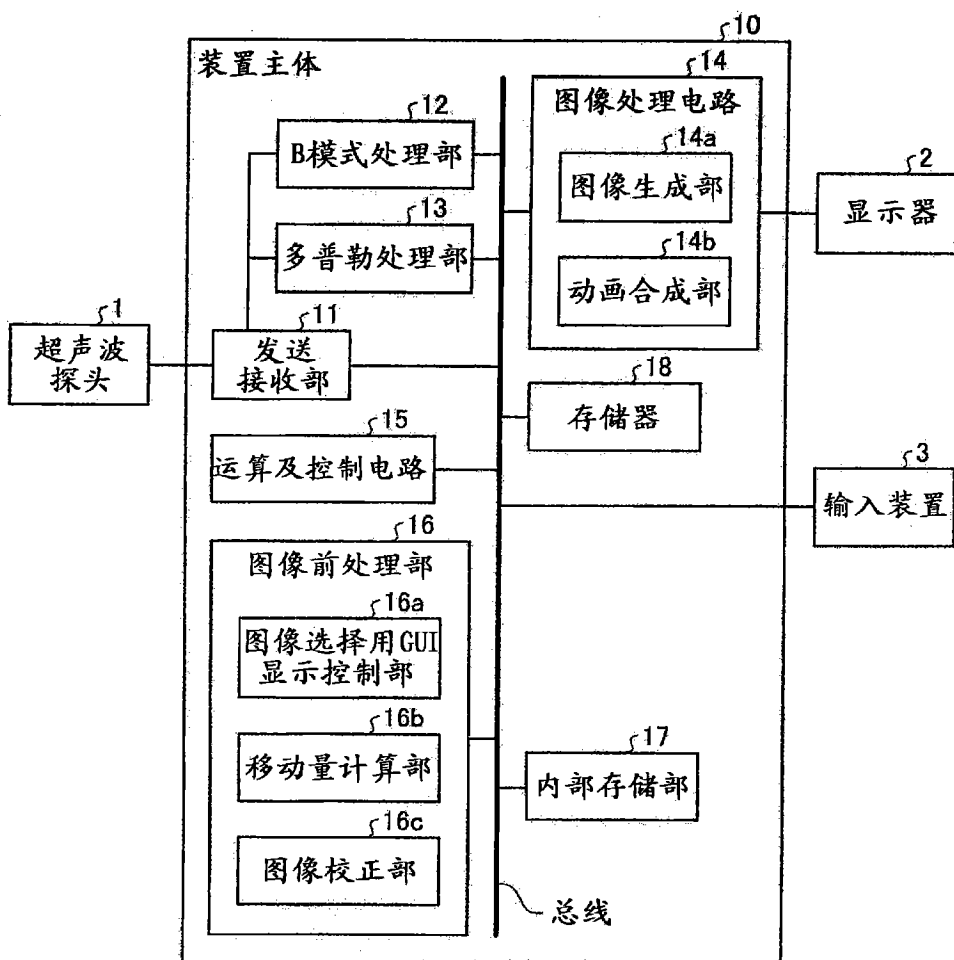


图 1

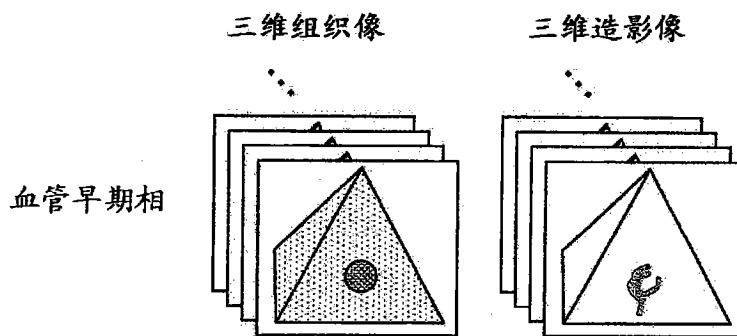


图 2

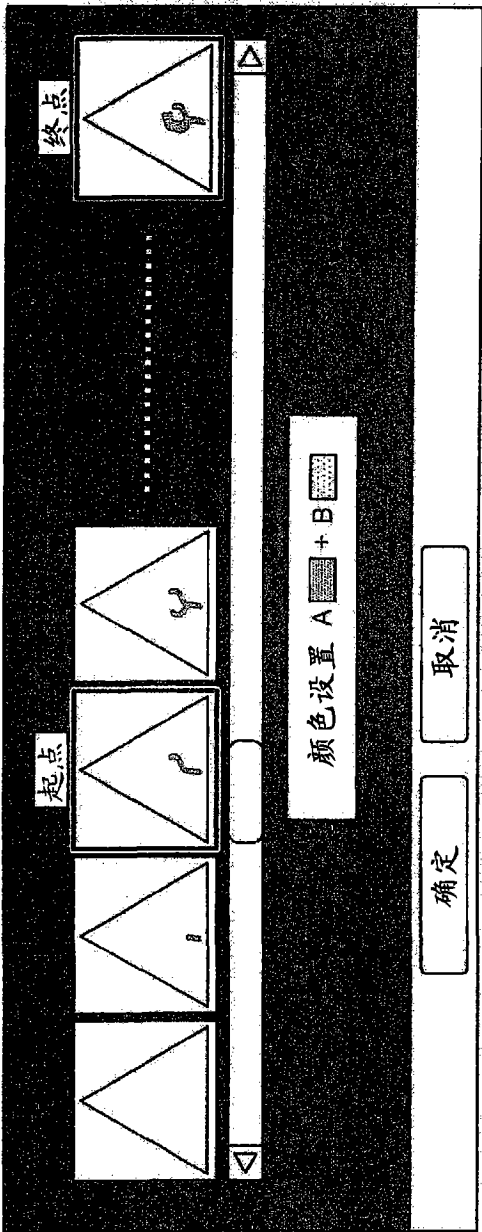


图 3A

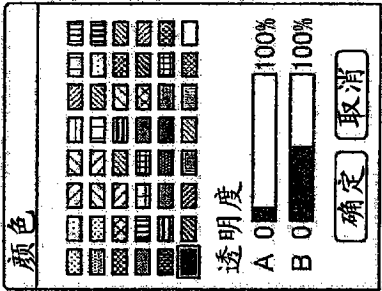


图 3B

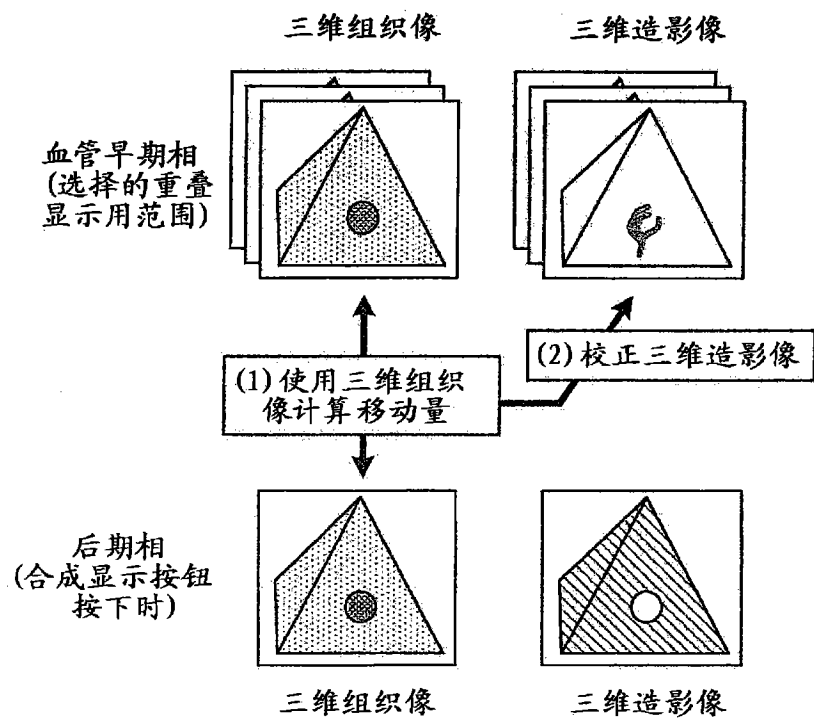


图 4

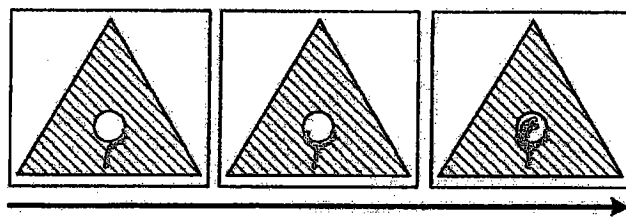


图 5A

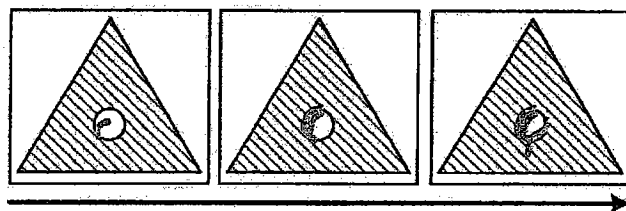


图 5B

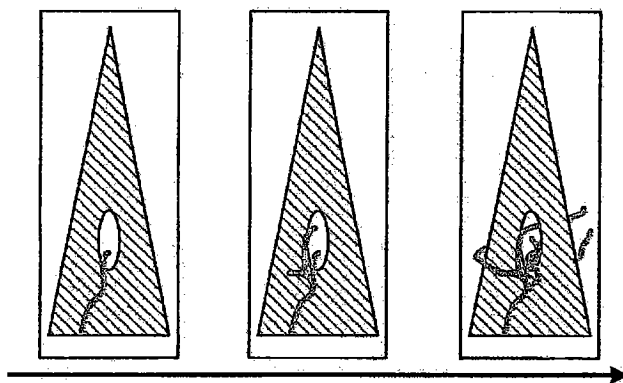


图 5C

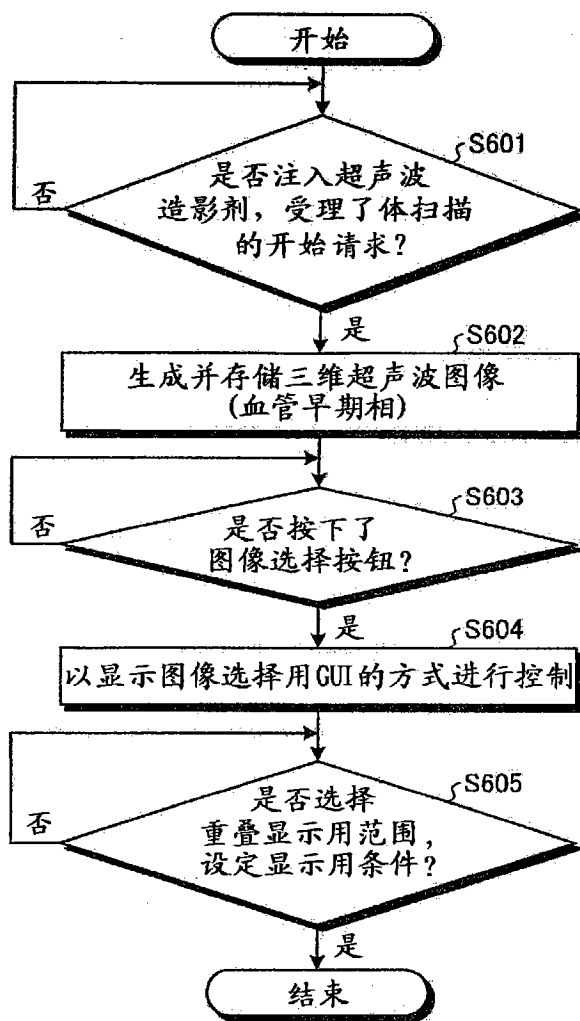


图 6

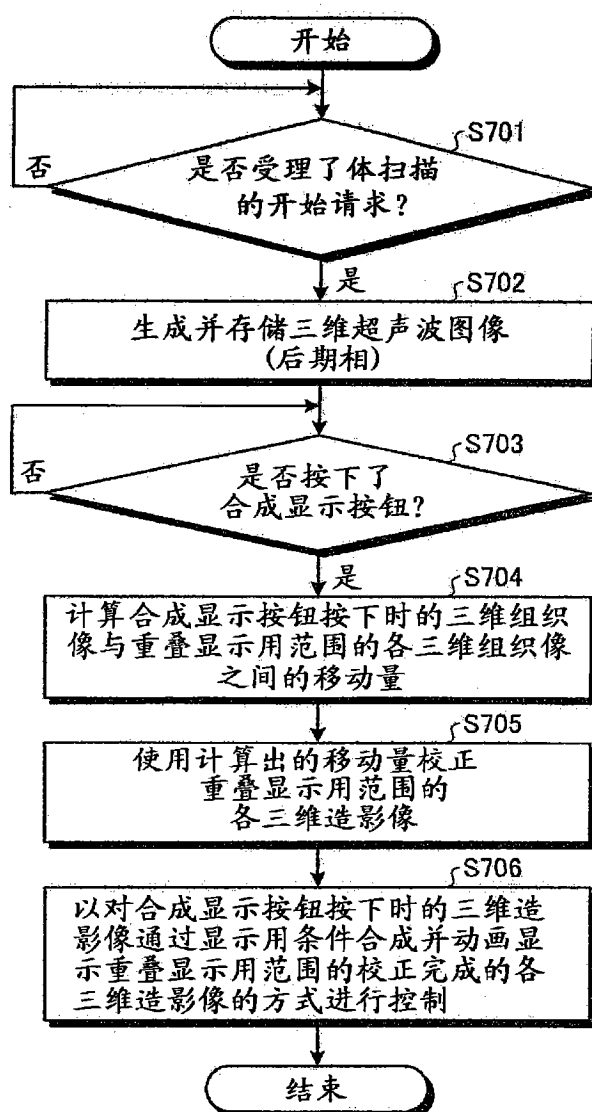


图 7



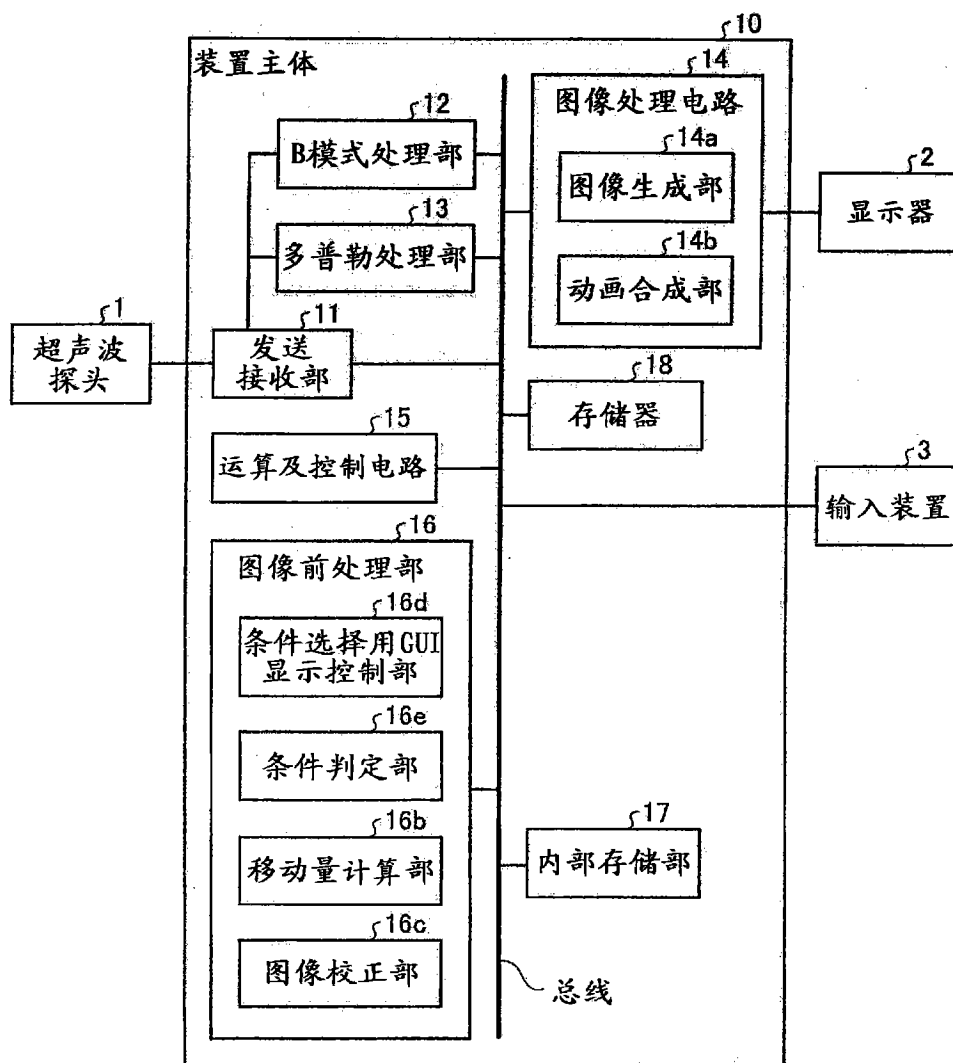




图 8

◆血管早期相(重叠图像选择条件)

10 ~ 20 [sec]

◆后期相(后期相判定条件)

300 ~ 360 [sec]

颜色设置 A  + B 

确定 取消

图 9

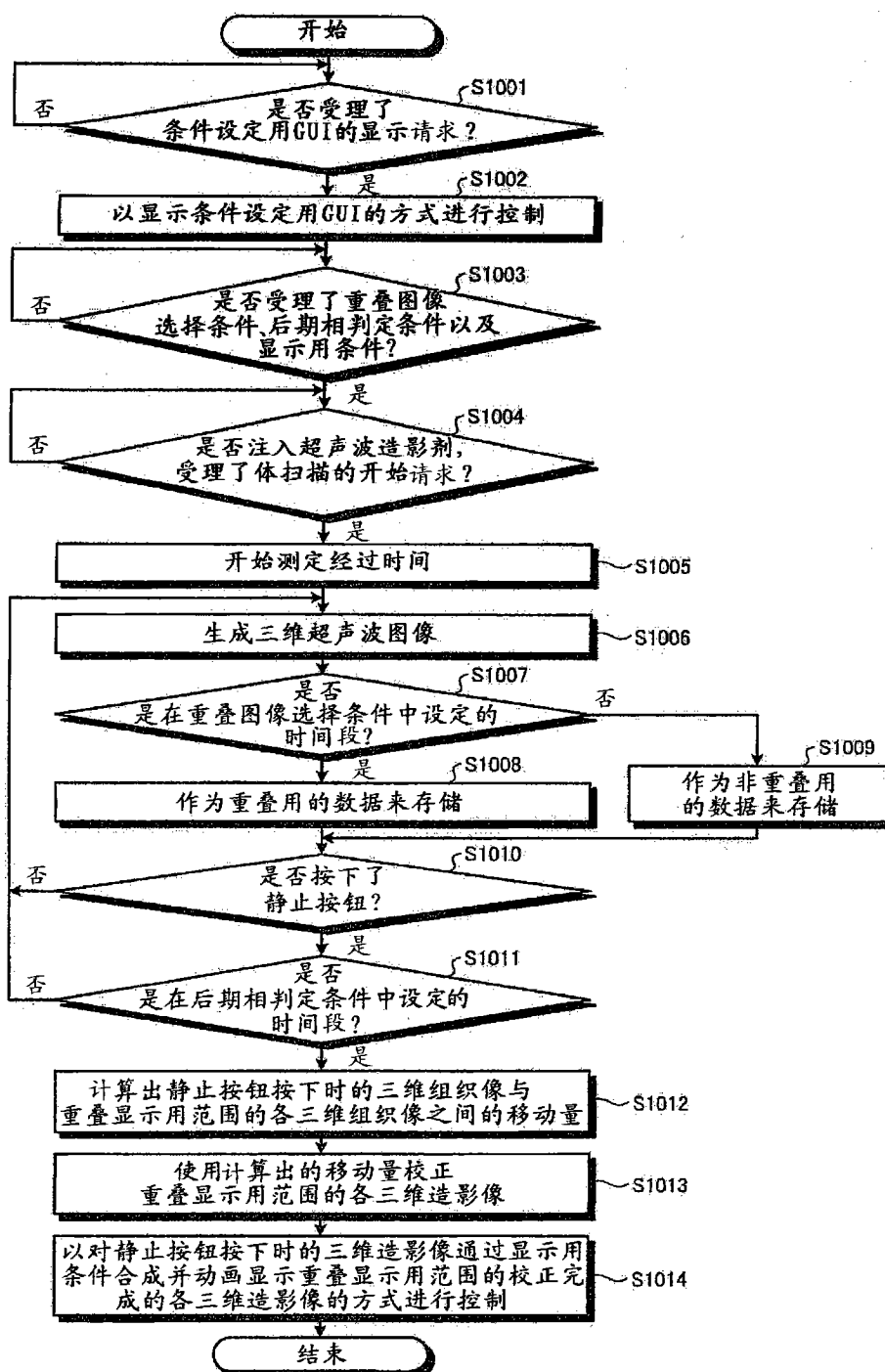


图 10

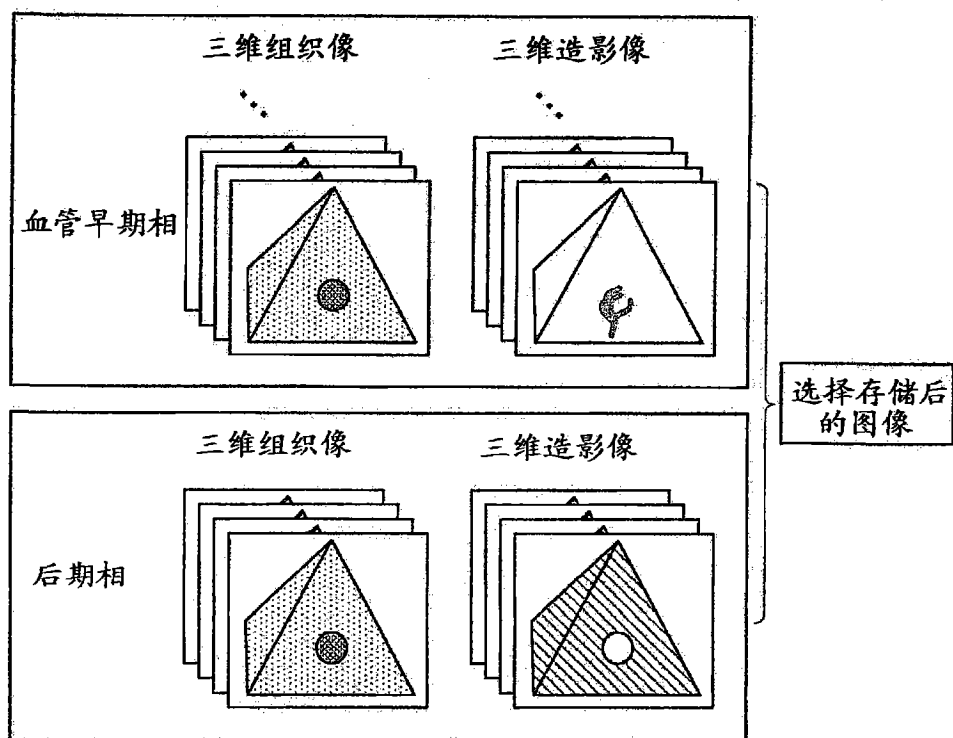


图 11

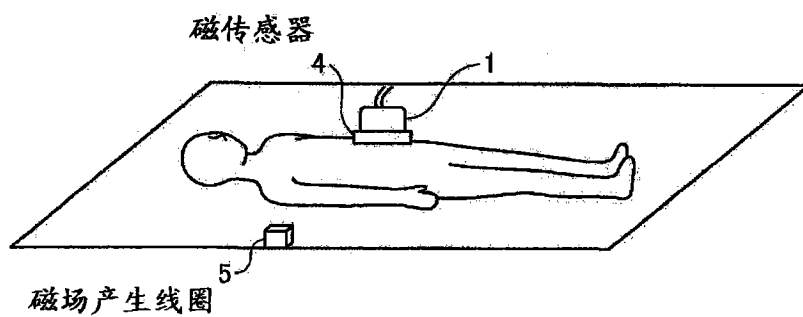


图 12A

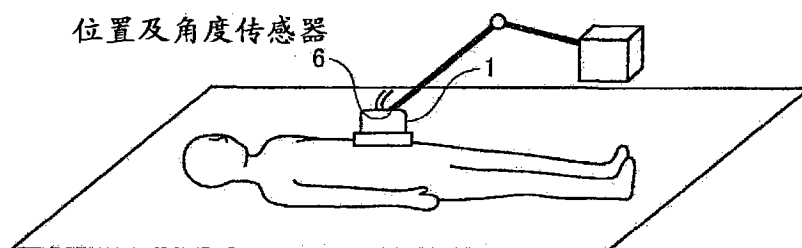


图 12B

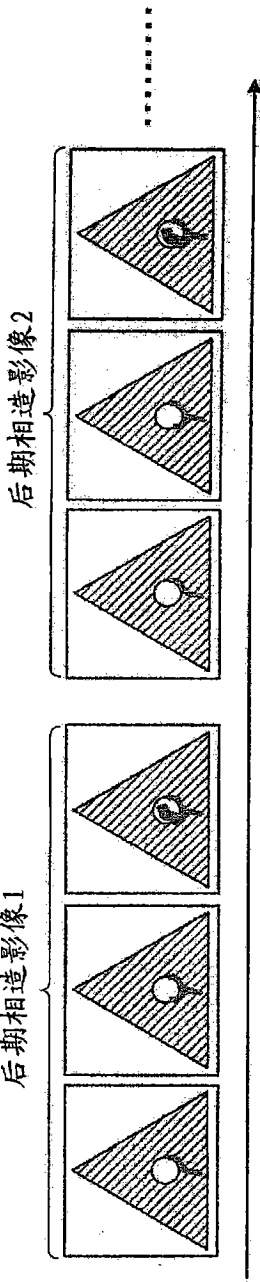


图 13

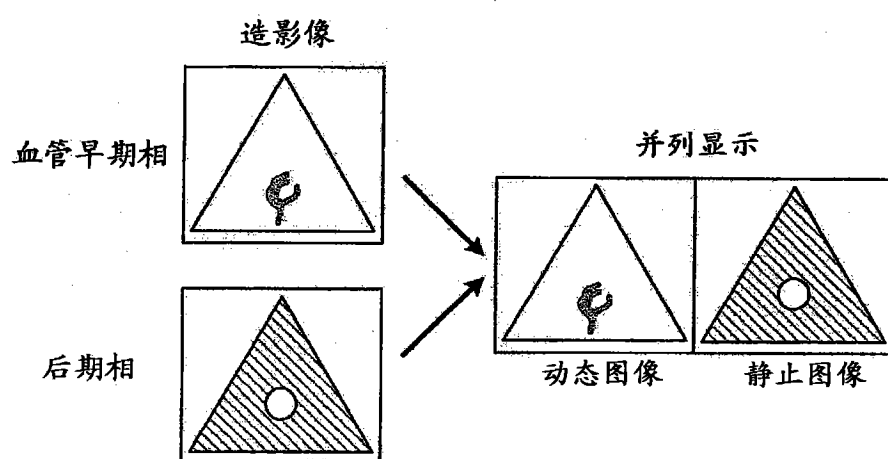


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理的装置及方法和图像显示方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101904753B</a>	公开(公告)日	2013-03-06
申请号	CN201010199015.7	申请日	2010-06-04
[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	小笠原洋一 西野正敏 小林丰 郡司隆之		
发明人	小笠原洋一 西野正敏 小林丰 郡司隆之		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/08 A61B8/5253 A61B8/085 A61B8/4254 G01S7/52074 A61B8/06 A61B8/14 A61B8/481 A61B8/4209 A61B8/13 G06T7/2013 A61B8/483 A61B8/0891 A61B8/4218 G06T7/223		
代理人(译)	李伟 王轶		
审查员(译)	陈正军		
优先权	2009137703 2009-06-08 JP 2010108582 2010-05-10 JP		
其他公开文献	CN101904753A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

本发明提供本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置、图像处理方法以及图像显示方法。当图像生成部生成血管早期相的三维超声波图像时，操作者按下图像选择按钮，通过由图像选择用GUI显示控制部所显示的图像选择用GUI选择重叠显示用范围。并且，在图像生成部开始生成后期相中的三维超声波图像后，当操作者按下合成显示按钮时，移动量计算部(16b)计算合成显示按钮按下时的三维组织像和重叠显示用范围的各三维组织像之间的移动量，图像校正部使用移动量，校正与血管早期相的三维组织像对应的各三维造影像。动画合成部生成在后期相的三维造影像合成了血管早期相的校正完成的各三维造影像后的动画用图像群，显示器动画显示动画用图像群。

