



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102028500 B

(45) 授权公告日 2014. 02. 19

(21) 申请号 201010510844. 2

(56) 对比文件

(22) 申请日 2010. 10. 08

US 2003/0097068 A1, 2003. 05. 22,

(30) 优先权数据

US 2008/0114244 A1, 2008. 05. 15,

2009-234271 2009. 10. 08 JP

US 2008/0078875 A1, 2008. 04. 03,

(73) 专利权人 株式会社东芝

审查员 谢春苓

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 浜田贤治 岭喜隆

(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 王永刚

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

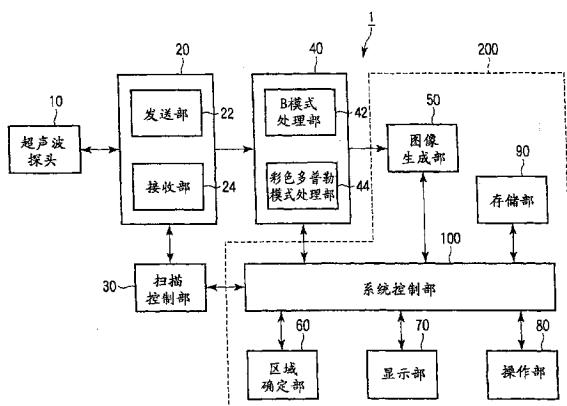
权利要求书5页 说明书11页 附图6页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置、以及
超声波图像处理方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置、超声波图
像处理装置、超声波图像处理方法以及超声波图
像处理程序，可以实现在胎盘的超声波检查中的
图像诊断精度的提高。根据本实施方式的超声波
诊断装置对与孕妇的胎内有关的扫描区域经由超
声波探头执行 B 模式扫描与彩色多普勒模式扫
描，具有：第 1 生成部、确定部、第 2 生成部以及显
示部。第 1 生成部生成第 1 彩色多普勒模式数据，
并生成第 1 B 模式数据。确定部确定包含羊水区域
和胎儿区域中的至少一个的特定区域。第 2 生成部
生成删除了第 1 彩色多普勒模式数据中的与特
定区域对应的数据的第 2 彩色多普勒模式数据。
显示部重叠地显示彩色多普勒模式图像和 B 模式
图像。



1. 一种超声波诊断装置,对与孕妇的胎内有关的扫描区域经由超声波探头执行 B 模式扫描和彩色多普勒模式扫描,其特征在于,该超声波诊断装置包括:

第 1 生成部,根据在上述彩色多普勒模式扫描时的来自上述超声波探头的输出,生成与上述扫描区域有关的第 1 彩色多普勒模式数据,并根据在上述 B 模式扫描时的来自上述超声波探头的输出,生成与上述扫描区域有关的第 1B 模式数据;

确定部,根据上述第 1B 模式数据的信号强度分布或者亮度分布确定包含羊水区域和胎儿区域中的至少一个的特定区域;

第 2 生成部,生成删除了上述第 1 彩色多普勒模式数据中的与上述特定区域对应的数据的第 2 彩色多普勒模式数据;以及

显示部,重叠地显示与上述第 2 彩色多普勒模式数据对应的彩色多普勒模式图像和与上述第 1B 模式数据对应的 B 模式图像。

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 2 生成部生成删除了与上述特定区域对应的数据的第 2B 模式数据;

上述显示部重叠地显示与上述第 2B 模式数据对应的 B 模式图像和上述彩色多普勒模式图像。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第 2 生成部

在上述第 1B 模式数据上的多个位置设定多个局部区域;

算出上述多个局部区域的各自的亮度值的方差值;

比较上述算出的方差值与预先设定的阈值,并从上述多个局部区域中确定具有比上述阈值大的方差值的局部区域;

从上述第 1B 模式数据中删除上述确定的局部区域的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

4. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第 2 生成部

从上述第 1B 模式数据所包含的多个像素中,确定具有比预先设定的阈值小的亮度值的像素;

从上述第 1B 模式数据中删除与上述确定的像素相比沿着扫描线的深度方向位于更深的位置的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

5. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第 2 生成部

从上述第 1B 模式数据中确定具有比上述第 1B 模式数据的平均亮度值低的亮度值的像素区域;

算出上述确定的像素区域的大小;

比较上述算出的大小与预先设定的阈值,当上述算出的大小比上述阈值大时,从上述第 1B 模式数据中删除上述像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

6. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第 2 生成部

在上述第 1B 模式数据的羊水区域上按照来自用户的指示设定起始点;

从上述设定的起始点开始搜索周围的像素，统合比设定在胎盘区域所能取得的最低亮度值与上述羊水区域所能取得的最高亮度值之间的阈值还小的像素；

从上述第 1B 模式数据中删除包含上述统合的像素的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

7. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述第 2 生成部

在上述第 1B 模式数据的胎儿区域上按照来自用户的指示设定起始点；

从上述设定的起始点搜索周围的像素，确定具有比上述胎儿区域所能取得的最低亮度值还大的亮度值的像素；

从上述第 1B 模式数据中删除包含上述确定的像素的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述确定部根据在上述特定区域中特有的信号强度分布或者亮度分布从上述第 1B 模式数据中确定上述特定区域。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述确定部针对上述第 1B 模式数据上的多个局部区域，分别计算表示上述局部区域内的信号强度分布或者亮度分布的指标，并根据上述指标确定上述特定区域。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述确定部根据在上述第 1B 模式数据上的位置和信号强度确定上述特定区域。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述确定部根据在上述第 1B 模式数据上的位置和亮度值确定上述特定区域。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述确定部根据在上述第 1B 模式数据上的信号强度和区域的大小确定上述特定区域。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述确定部根据在上述第 1B 模式数据上的亮度值和区域的大小确定上述特定区域。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述确定部按照来自用户的指示，根据上述第 1B 模式数据上的被设定于上述特定区域的特定像素的信号强度或者亮度值的类似性，确定上述特定区域。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述确定部按照来自用户的指示，根据上述第 1B 模式数据上的被设定于上述特定区域的特定像素和上述特定区域中特有的信号强度分布，确定上述特定区域。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述确定部按照来自用户的指示，根据上述第 1B 模式数据上的被设定于上述特定区域的特定像素和上述特定区域中特有的亮度分布，确定上述特定区域。

17. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

上述彩色多普勒模式图像和上述 B 模式图像的视点位置被设定于与上述胎内有关的像素区域，上述彩色多普勒模式图像和上述 B 模式图像的视线方向是从上述视点位置朝向与上述孕妇的胎盘表层部有关的像素区域。

18. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:

存储部,存储与孕妇的胎内有关的第 1B 模式数据和第 1 彩色多普勒模式数据;

确定部,根据上述第 1B 模式数据的信号强度分布或者亮度分布确定包含羊水区域和胎儿区域中的至少一个的特定区域;

生成部,生成删除了上述第 1 彩色多普勒模式数据中的与上述特定区域对应的数据的第 2 彩色多普勒模式数据;以及

显示部,重叠地显示与上述第 2 彩色多普勒模式数据对应的彩色多普勒模式图像和与上述第 1B 模式数据对应的 B 模式图像。

19. 根据权利要求 18 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述生成部生成删除了与上述特定区域对应的数据的第 2B 模式数据;

上述显示部重叠地显示与上述第 2B 模式数据对应的 B 模式图像和上述彩色多普勒模式图像。

20. 根据权利要求 19 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述生成部

在上述第 1B 模式数据上的多个位置设定多个局部区域;

算出上述多个局部区域的各自的亮度值的方差值;

比较上述算出的方差值与预先设定的阈值,并从上述多个局部区域中确定具有比上述阈值大的方差值的局部区域;

从上述第 1B 模式数据中删除上述确定的局部区域的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

21. 根据权利要求 19 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述生成部

从上述第 1B 模式数据所包含的多个像素中,确定具有比预先设定的阈值小的亮度值的像素;

从上述第 1B 模式数据中删除与上述确定的像素相比沿着扫描线的深度方向位于更深的位置的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

22. 根据权利要求 19 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述生成部

从上述第 1B 模式数据中确定具有比上述第 1B 模式数据的平均亮度值低的亮度值的像素区域;

算出上述确定的像素区域的大小;

比较上述算出的大小与预先设定的阈值,当上述算出的大小比上述阈值大时,从上述第 1B 模式数据中删除上述像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

23. 根据权利要求 19 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述生成部

在上述第 1B 模式数据的羊水区域上按照来自用户的指示设定起始点;

从上述设定的起始点开始搜索周围的像素,统合比设定在胎盘区域所能取得的最低亮度值与上述羊水区域所能取得的最高亮度值之间的阈值还小的像素;

从上述第 1B 模式数据中删除包含上述统合的像素的像素区域而生成上述第 2B 模式数

据。

24. 根据权利要求 19 所述的超声波图像处理装置, 其特征在于 :

上述生成部

在上述第 1B 模式数据的胎儿区域上按照来自用户的指示设定起始点 ;

从上述设定的起始点搜索周围的像素, 确定具有比上述胎儿区域所能取得的最低亮度值还大的亮度值的像素 ;

从上述第 1B 模式数据中删除包含上述确定的像素的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

25. 根据权利要求 18 所述的超声波图像处理装置, 其特征在于 :

上述彩色多普勒模式图像和上述 B 模式图像的视点位置被设定于与上述胎内有关的像素区域, 上述彩色多普勒模式图像和上述 B 模式图像的视线方向是从上述视点位置朝向与上述孕妇的胎盘表层部有关的像素区域。

26. 一种超声波图像处理方法, 其特征在于, 包括 :

根据与孕妇的胎内有关的第 1B 模式数据的信号强度分布或者亮度分布确定包括羊水区域和胎儿区域中的至少一个的特定区域 ;

生成删除了与上述胎内有关的第 1 彩色多普勒模式数据中的与上述特定区域对应的数据的第 2 彩色多普勒模式数据 ;

重叠地显示与上述第 2 彩色多普勒模式数据对应的彩色多普勒模式图像和与上述第 1B 模式数据对应的 B 模式图像。

27. 根据权利要求 26 所述的超声波图像处理方法, 其特征在于, 还包括 :

生成删除了与上述特定区域对应的数据的第 2B 模式数据 ;

重叠地显示与上述第 2B 模式数据对应的 B 模式图像和上述彩色多普勒模式图像。

28. 根据权利要求 27 所述的超声波图像处理方法, 其特征在于 :

在生成上述第 2B 模式数据时,

在上述第 1B 模式数据上的多个位置设定多个局部区域 ;

算出上述多个局部区域的各自的亮度值的方差值 ;

比较上述算出的方差值与预先设定的阈值, 并从上述多个局部区域中确定具有比上述阈值大的方差值的局部区域 ;

从上述第 1B 模式数据中删除上述确定的局部区域的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

29. 根据权利要求 27 所述的超声波图像处理方法, 其特征在于 :

在生成上述第 2B 模式数据时,

从上述第 1B 模式数据所包含的多个像素中, 确定具有比预先设定的阈值小的亮度值的像素 ;

从上述第 1B 模式数据中删除与上述确定的像素相比沿着扫描线的深度方向位于更深的位置的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

30. 根据权利要求 27 所述的超声波图像处理方法, 其特征在于 :

在生成上述第 2B 模式数据时,

从上述第 1B 模式数据中确定具有比上述第 1B 模式数据的平均亮度值低的亮度值的像

素区域；

算出上述确定的像素区域的大小；

比较上述算出的大小与预先设定的阈值，当上述算出的大小比上述阈值大时，从上述第 1B 模式数据中删除上述像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

31. 根据权利要求 27 所述的超声波图像处理方法，其特征在于：

在生成上述第 2B 模式数据时，

在上述第 1B 模式数据的羊水区域上按照来自用户的指示设定起始点；

从上述设定的起始点开始搜索周围的像素，统合比设定在胎盘区域所能取得的最低亮度值与上述羊水区域所能取得的最高亮度值之间的阈值还小的像素；

从上述第 1B 模式数据中删除包含上述统合的像素的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

32. 根据权利要求 27 所述的超声波图像处理方法，其特征在于：

在生成上述第 2B 模式数据时，

在上述第 1B 模式数据的胎儿区域上按照来自用户的指示设定起始点；

从上述设定的起始点搜索周围的像素，确定具有比上述胎儿区域所能取得的最低亮度值还大的亮度值的像素；

从上述第 1B 模式数据中删除包含上述确定的像素的像素区域而生成上述第 2B 模式数据。

33. 根据权利要求 26 所述的超声波图像处理方法，其特征在于：

上述彩色多普勒模式图像和上述 B 模式图像的视点位置被设定于与上述胎内有关的像素区域，上述彩色多普勒模式图像和上述 B 模式图像的视线方向是从上述视点位置朝向与上述孕妇的胎盘表层部有关的像素区域。

34. 一种超声波诊断装置，对与孕妇的胎内有关的扫描区域经由超声波探头执行 B 模式扫描和彩色多普勒模式扫描，其特征在于，该超声波诊断装置包括：

第 1 生成部，根据在上述彩色多普勒模式扫描时的来自上述超声波探头的输出，生成与上述扫描区域有关的第 1 彩色多普勒模式数据，并根据在上述 B 模式扫描时的来自上述超声波探头的输出，生成与上述扫描区域有关的 B 模式数据；

确定部，利用上述第 1 彩色多普勒模式数据来确定胎儿区域；

第 2 生成部，生成删除了上述第 1 彩色多普勒模式数据中的与上述胎儿区域对应的数据的第 2 彩色多普勒模式数据；以及

显示部，重叠地显示与上述第 2 彩色多普勒模式数据对应的图像和与上述 B 模式数据对应的图像。

35. 一种超声波图像处理装置，其特征在于，包括：

存储部，存储与孕妇的胎内有关的 B 模式数据和第 1 彩色多普勒模式数据；

确定部，利用上述第 1 彩色多普勒模式数据来确定胎儿区域；

生成部，生成删除了上述第 1 彩色多普勒模式数据中的与上述胎儿区域对应的数据的第 2 彩色多普勒模式数据；以及

显示部，重叠地显示与上述第 2 彩色多普勒模式数据对应的图像和与上述 B 模式数据对应的图像。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置、以及超声波图像处理方法

[0001] (相关申请的交叉引用)

[0002] 本申请基于 2009 年 10 月 8 日提交的在先的日本专利申请第 2009-234271 号并要求它的优先权，其全部内容通过引用结合在本申请中。

[0003] 技术领域

[0004] 本实施方式涉及超声波诊断装置、超声波图像处理装置、超声波图像处理方法以及超声波图像处理程序。

[0005] 背景技术

[0006] 在超声波检查时，与 B 模式图像重叠地显示彩色多普勒模式图像。彩色多普勒模式图像是通过彩色多普勒法用彩色表示血流等流动物体的速度分量、功率分量、方差分量等流动速度信息的图像。

[0007] 利用这些技术进行孕妇的胎内的超声波检查。作为体内的超声波检查方法的应用的一种，有对胎内的胎儿进行三维图像显示的技术。

[0008] 在胎内的超声波检查中，检测胎盘内血流，或者诊断胎儿发育或胎盘的状态，或者确认有无动静脉短路 (arteriovenous shunt) 等疾病。在超声波检查胎内时，存在由于胎儿等活动造成羊水活动的情况。此时，活动的羊水的流速信息在图像上与胎盘表层部等重叠。因此，胎盘表层部血管的观察变得困难。另外，在胎儿靠近胎盘时，胎盘的观察变得十分困难。

[0009] 在先技术文献

[0010] 日本特开 2001-145631 号公报

[0011] 发明内容

[0012] 本发明是鉴于上述情况而完成的，其目的在于：提供一种例如通过抽出胎盘以及胎盘内的血流来实现在胎盘的超声波检查中的图像诊断精度的提高的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序。

[0013] 根据本实施方式的提供一种超声波诊断装置，是对与孕妇的胎内有关的扫描区域经由超声波探头执行 B 模式扫描和彩色多普勒模式扫描的超声波诊断装置，其特征在于，包括：根据在上述彩色多普勒模式扫描时的来自上述超声波探头的输出，生成与上述扫描区域有关的第 1 彩色多普勒模式数据，并根据在上述 B 模式扫描时的来自上述超声波探头的输出，生成与上述扫描区域有关的第 1B 模式数据的第 1 生成部；根据上述第 1B 模式数据的信号强度分布或者亮度分布确定包含羊水区域和胎儿区域中的至少一个的特定区域的确定部；生成删除了上述第 1 彩色多普勒模式数据中的与上述特定区域对应的数据的第 2 彩色多普勒模式数据的第 2 生成部；以及重叠地显示与上述第 2 彩色多普勒模式数据对应的彩色多普勒模式图像和与上述第 1B 模式数据对应的 B 模式图像的显示部。

[0014] 本发明能够提供一种例如通过抽出胎盘以及胎盘内的血流来实现在胎盘的超声波检查中的图像诊断精度的提高的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序。

附图说明

- [0015] 图 1 为表示根据本实施方式的超声波诊断装置的结构的图。
- [0016] 图 2 为表示通过图 1 的图像生成部生成的、与胎内有关的B模式图像的一例的图。
- [0017] 图 3 为用于说明通过图 1 的区域确定部进行的、利用了确定方法 1 的阻碍区域的确定处理的图。
- [0018] 图 4 为表示通过图 1 的图像生成部生成的、与胎内有关的B模式图像的扫描线(光栅 raster)上的深度位置与亮度值之间的关系的图表。
- [0019] 图 5 为用于说明通过图 1 的区域确定部进行的、利用了确定方法 2 的阻碍区域的确定处理的图。
- [0020] 图 6 为用于说明通过图 1 的区域确定部进行的、利用了确定方法 4 的阻碍区域的确定处理的图。
- [0021] 图 7 为用于说明通过图 1 的区域确定部进行的、利用了确定方法 5 的阻碍区域的确定处理的图。
- [0022] 图 8 为表示基于图 1 的系统控制部的控制进行的胎盘区域的强调显示处理的典型流程的图。
- [0023] 图 9 为表示在图 8 的步骤 S4 中的显示布局的一例的图。
- [0024] (符号说明)
- [0025] 1…超声波诊断装置、10…超声波探头、20…发送接收部、22…发送部、24…接收部、30…扫描控制部、40…信号处理部、42…B 模式处理部、44…彩色多普勒模式处理部、50…图像生成部、60…区域确定部、70…显示部、80…操作部、90…存储部、100…系统控制部、200…超声波图像处理装置

具体实施方式

[0026] 根据本实施方式的超声波诊断装置对与孕妇的胎内有关的扫描区域经由超声波探头执行 B 模式扫描与彩色多普勒模式扫描。根据本实施方式的超声波诊断装置具有第 1 生成部、确定部、第 2 生成部以及显示部。第 1 生成部根据在上述彩色多普勒模式扫描时的来自上述超声波探头的输出，生成与上述扫描区域有关的第 1 彩色多普勒模式数据，并根据在上述 B 模式扫描时的来自上述超声波探头的输出，生成与上述扫描区域有关的第 1B 模式数据。确定部根据上述第 1B 模式数据的信号强度分布或者亮度分布确定包含羊水区域和胎儿区域中的至少一个的特定区域。第 2 生成部生成删除了上述第 1 彩色多普勒模式数据中的与上述特定区域对应的数据的第 2 彩色多普勒模式数据。显示部重叠地显示与上述第 2 彩色多普勒模式数据对应的彩色多普勒模式图像和与上述第 1B 模式数据对应的 B 模式图像。

[0027] 以下，参照附图说明根据本实施方式的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序。

[0028] 根据本实施方式的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序给产前的孕妇提供超声波检查。因此，设根据本实施方式的被检体为孕妇。一般而言，胎儿被包含在胎内(子宫)，并被羊膜包着。羊膜内装满了羊水。在子宫内壁形成有胎盘。根

据本实施方式的超声波的扫描区域为包含胎儿、羊水、胎盘等的胎内。

[0029] 图 1 为表示根据本实施方式的超声波诊断装置 1 的结构的图。如图 1 所示,根据本实施方式的超声波诊断装置 1 具备超声波探头 10、发送接收部 20、扫描控制部 30、信号处理部 40、图像生成部 50、区域确定部 60、显示部 70、操作部 80、存储部 90 以及系统控制部 100。另外,图像生成部 50、区域确定部 60、显示部 70、操作部 80、存储部 90 以及系统控制部 100 构成与本实施方式有关的超声波图像处理装置 200。

[0030] 超声波探头 10 接受来自发送接收部 20 的驱动脉冲,并朝向被检体内的扫描区域发送超声波。发送的超声波在体内组织的声阻抗的不连续点(回波源)上逐个反射。反射的超声波由超声波探头 10 接收。接收的超声波通过超声波探头 10 转换为回波信号(电信号)。回波信号被提供给发送接收部 20。

[0031] 发送接收部 20 按照扫描控制部 30 的控制,经由超声波探头 10 对扫描区域反复发送接收超声波。具体来说,发送接收部 20 具有发送部 22 和接收部 24。

[0032] 发送部 22 按照扫描控制部 30 的控制,在分配给超声波探头 10 内的各振动子的延迟时间向各振动子反复提供驱动脉冲。通过被提供驱动脉冲,发送部 22 经由超声波探头 10 向规定的发送方向发送超声波束。更详细地,发送部 22 以规定的额定频率 frHZ(周期:1/fr 秒)对每个振动子反复产生额定脉冲。发送部 22 对产生的各额定脉冲给予形成与规定的发送方向以及发送焦点位置有关的发送波束所需的延迟时间。并且,发送部 22 根据基于各延迟的额定脉冲的定时产生驱动脉冲,并给各个振动子提供产生的驱动脉冲。接受驱动脉冲的供给的各振动子产生超声波。通过这样,超声波探头 10 向规定的发送方向发送会集中在规定的发送焦点位置的超声波束。

[0033] 接收部 24 按照扫描控制部 30 的控制,将在扫描区域内反射的超声波设为回波信号经由超声波探头 10 反复接收。当接收超声波时,接收部 24 形成接收波束。更详细地,接收部 24 接收来自超声波探头 10 的回波信号,并将接收到的回波信号进行放大。接着,接收部 24 将放大的回波信号从模拟转换为数字。接着,接收部 24 将转换为数字的回波信号存储在数字存储器中。数字存储器例如被设置在每个振动子上。回波信号存储在与接收的振动子对应的数字存储器中,并且存储在与该回波信号的接收时刻对应的地址上。接收部 24 为了形成与来自规定方向的接收波束对应的回波信号(以下,称为接收信号),将存储在数字存储器中的回波信号延迟相加。具体来讲,从与规定的接收焦点位置对应的地址读取回波信号并进行相加。通过沿着超声波扫描线上变更接收焦点位置,并反复进行该延迟相加处理,生成与来自规定方向的接收波束对应的接收信号。接收信号被提供给信号处理部 40。另外将回波信号从模拟转换为数字的步骤不限于上述例子,也可以在已有的任何步骤中进行。

[0034] 扫描控制部 30 为了对扫描区域执行 B 模式扫描和彩色多普勒模式扫描,按照规定的扫描序列控制发送部 22 和接收部 24。例如,扫描控制部 30 对每个扫描面交替进行 B 模式扫描和彩色多普勒模式扫描。另外扫描区域既可以是二维空间区域也可以是三维空间区域。三维空间区域的扫描使用通过二维地排列的振动子发送接收超声波束的方法,或者使一维地排列的振动子机械地摇动并发送接收超声波束的方法。但是,以下,为了具体地进行说明,假定扫描区域采用三维空间区域。

[0035] 信号处理部 40 根据来自接收部 24 的接收信号进行与 B 模式扫描对应的 B 模式

处理以及与彩色多普勒模式扫描对应的彩色多普勒模式处理。具体来讲，信号处理部 40 具有 B 模式处理部 42 和彩色多普勒模式处理部 44。

[0036] B 模式处理部 42 对在 B 模式扫描时的来自接收部 24 的接收信号进行 B 模式处理，并生成与扫描区域有关的 B 模式信号的数据。具体来讲，B 模式处理部 42 对接收信号进行包络线检波，并对进行了包络线检波的接收信号进行对数压缩。通过这样，生成用亮度（灰度）表现接收信号强度的 B 模式信号的数据。生成的 B 模式信号的数据被提供给图像生成部 50 或者存储部 90。

[0037] 彩色多普勒模式处理部 44 对在彩色多普勒模式扫描时的来自接收部 24 的接收信号进行彩色多普勒模式处理，并生成与扫描区域有关的彩色多普勒模式信号的数据。具体来讲，彩色多普勒模式处理部 44 对接收信号进行正交检波，对进行了正交检波的接收信号进行频率解析，并在扫描区域内的各点处算出与血液或者羊水等的流动物体有关的平均速度值、方差值、功率值等的流体信息。并且彩色多普勒模式处理部 44 生成用彩色表现算出的流体信息的彩色多普勒信模式信号的数据。生成的彩色多普勒模式信号的数据被提供给图像生成部 50 或者存储部 90。

[0038] 图像生成部 50 根据来自 B 模式处理部 42 或者存储部 90 的 B 模式信号生成与扫描区域有关的 B 模式图像的数据。例如，图像生成部 50 根据 B 模式信号生成与扫描区域内的 1 个扫描面有关的二维 B 模式图像的数据。另外，图像生成部 50 生成与扫描区域内的多个扫描面有关的三维 B 模式图像的数据（以下，称为 B 模式体数据）。此时，图像生成部 50 对生成的 B 模式体数据进行 MPR 处理并生成与任意断面有关的二维 B 模式图像的数据。或者图像生成部 50 对 B 模式体数据进行像素值投影处理或者体绘制 (volume rendering) 等的三维图像处理并生成任意的视点位置以及视线方向的二维 B 模式图像（即三维图像）的数据。B 模式图像为用亮度表现扫描区域内的 B 模式信号的信号强度分布的图像。生成的 B 模式图像的数据被提供给区域确定部 60 或者存储部 90。

[0039] 同样，图像生成部 50 根据来自彩色多普勒模式处理部 44 或者存储部 90 的彩色多普勒模式信号生成与扫描区域有关的彩色多普勒模式图像的数据。例如，图像生成部 50 根据彩色多普勒模式信号生成与扫描区域内的 1 个扫描面有关的二维彩色多普勒模式图像的数据。另外，图像生成部 50 根据彩色多普勒模式信号生成与扫描区域内的多个扫描面有关的三维彩色多普勒模式图像的数据（以下，称为彩色多普勒模式体数据）。此时，图像生成部 50 对生成的彩色多普勒模式体数据进行 MPR 处理并生成与任意断面有关的二维彩色多普勒模式图像的数据。或者图像生成部 50 也可以对彩色多普勒模式体数据进行像素值投影处理或者体绘制等的三维图像处理并生成任意视点位置以及视线方向的二维彩色多普勒模式图像（即，三维图像）的数据。彩色多普勒模式图像为用彩色表现扫描区域内的流体信息的图像。生成的彩色多普勒模式图像的数据被提供给区域确定部 60 或存储部 90。

[0040] 另外，图像生成部 50 之前的数据称为原始数据，图像生成部 50 之后的数据称为图像数据。另外，将在 B 模式扫描时的接收信号的数据、B 模式信号的数据以及 B 模式图像的数据统一称作 B 模式数据，将在彩色多普勒模式扫描时的接收信号、彩色多普勒模式信号的数据以及彩色多普勒模式图像的数据统一称作彩色多普勒模式数据。

[0041] 区域确定部 60 根据 B 模式数据的信号强度分布或者亮度分布，从 B 模式数据中确定具有与羊水对应的信号强度分布或亮度分布的数据区域（以下，称为羊水区域）或者具

有与胎儿对应的信号强度分布或亮度分布的数据区域（以下，称为胎儿区域）。羊水区域或者胎儿区域为在图像上视觉上阻碍观察胎盘，特别是胎盘表层部的血流的区域。因此，在不对羊水区域和胎儿区域进行特别地区分时，将包含羊水区域和胎儿区域的区域称为阻碍区域。确定的阻碍区域的位置的数据被提供给图像生成部 50。针对区域确定部 60 进行阻碍区域的确定处理的详细情况后述。

[0042] 并且，图像生成部 50 生成删除了彩色多普勒模式图像的数据中的与阻碍区域对应的彩色多普勒模式图像的数据的彩色多普勒模式图像（以下，称为删除彩色多普勒模式图像）的数据。生成的删除彩色多普勒模式图像的数据被提供给显示部 70。另外，图像生成部 50 生成删除了 B 模式图像的数据中的与阻碍区域对应的 B 模式图像的数据的 B 模式图像（以下，称为删除 B 模式图像）的数据。生成的删除 B 模式图像的数据被提供给显示部 70。以下，将未删除与阻碍区域对应的彩色多普勒模式图像的数据的通常的彩色多普勒模式图像的数据简单地称为彩色多普勒模式图像的数据，将未删除与阻碍区域对应的 B 模式数据图像的数据的通常的 B 模式图像的数据简单地称为 B 模式图像的数据。

[0043] 显示部 70 在显示设备上显示与删除彩色多普勒模式图像的数据对应的删除彩色多普勒模式图像。典型地，显示部 70 将删除彩色多普勒模式图像和与 B 模式图像的数据对应的 B 模式图像重叠地显示。另外，显示部 70 也可以将删除多普勒模式图像和与删除 B 模式图像的数据对应的删除 B 模式图像重叠地显示。这样显示部 70 显示删除了羊水区域、胎儿区域等的阻碍区域的删除彩色多普勒模式图像、删除 B 模式图像。结果，显示部 70 显示强调了与胎盘对应的像素区域（以下，称为胎盘区域）的删除彩色多普勒模式图像、删除 B 模式图像。另外，重叠地显示的删除彩色多普勒模式图像和 B 模式图像（删除 B 模式图像也是一样）的断面的位置以及方向，或者视点位置以及视线方向大致相同。作为显示装置，能够利用例如 CRT 显示器、液晶显示器、有机 EL 显示器、等离子体显示器等。

[0044] 操作部 80 经由来自用户的输入设备受理被输入的指示或者信息。作为输入设备能够利用键盘、鼠标、各种开关、触摸面板等。

[0045] 存储部 90 存储来自信号处理部 40 的 B 模式信号或者彩色多普勒模式信号、来自图像生成部 50 的 B 模式图像的数据、彩色多普勒模式图像的数据。B 模式信号、B 模式图像、彩色多普勒模式信号以及彩色多普勒模式图像与扫描时刻相关联地被存储。另外，存储部 90 存储用于胎盘区域的强调显示处理的超声波图像处理程序。

[0046] 系统控制部 100 发挥作为超声波诊断装置 1 的中枢的功能。系统控制部 100 通过从存储部 90 读取超声波图像处理程序并在存储器上展开，按照展开的超声波图像处理程序控制各部，进行胎盘区域的强调显示处理。

[0047] 以下，针对本实施方式的工作例子进行说明。另外在以下说明中，针对对于具有与亮度值对应的像素值的像素构成的图像数据（B 模式图像和彩色多普勒模式图像）进行处理的例子进行说明。但是，本实施方式并不限于此，也可以对于具有与亮度值对应的信号强度的原始数据（B 模式信号和彩色多普勒模式信号）进行处理。

[0048] 首先，针对区域确定部 60 进行阻碍区域的确定处理进行详述。图 2 为表示与胎内有关的 B 模式图像的一例的图。如图 2 所示，与胎内有关的 B 模式图像以从靠近腹部表面一方的顺序，包含与胎盘有关的胎盘区域 RP、与羊水有关的羊水区域 RA、以及与胎儿有关的胎儿区域 RF。羊水区域 RA 处于胎盘区域 RP 与胎儿区域 RF 之间，一般而言，胎儿区域 RF

靠近胎盘区域 RP。胎盘为均匀的实体物质。因此,胎盘区域 RP 与羊水区域 RA 和胎儿区域 RF 相比亮度变化较小。与胎盘和胎儿相比,通过羊水反射的超声波产生的接收信号的强度较弱。因此,羊水区域 RA 与胎盘区域 RP 和胎儿区域 RF 相比亮度值较小。由于胎儿由各种各样的组织构成,所以,与胎盘和羊水相比,通过胎儿反射的超声波产生的接收信号的强度较为分散。因此,胎儿区域 RF 与羊水区域 RA 和胎盘区域 RP 相比具有较大的亮度变化。

[0049] 利用这样的羊水、胎盘以及胎儿的各种亮度分布,区域确定部 60 在 B 模式图像上确定羊水区域或者胎儿区域等阻碍区域。在本实施方式中针对以下典型的 5 个确定方法进行说明。如上所述那样,阻碍区域的确定处理是对 B 模式图像进行的。确定处理可以适用于二维 B 模式图像,也可以适用于三维 B 模式图像(即 B 模式体数据)。但是,为了具体地进行以下说明,假定阻碍区域的确定处理是对二维 B 模式图像进行的。

[0050] (确定方法 1)

[0051] 第一个方法为根据表示在 B 模式图像上的亮度值的分散程度的统计指标确定阻碍区域的方法。统计指标中,例如,表示在规定区域内的亮度的分散程度的方差值或者标准偏差是适当的。以下,为了具体地进行说明,假定表示分散程度的统计指标为方差值。

[0052] 如上所述,胎盘区域与羊水区域和胎儿区域相比亮度变化较小。因此,与羊水区域和胎儿区域相比,胎盘区域的方差值变小。在确定方法 1 中,区域确定部 60 利用该性质从 B 模式图像中确定阻碍区域(羊水区域和胎儿区域这两个区域)。以下,说明利用了确定方法 1 的阻碍区域的确定处理的典型流程。

[0053] 图 3 为用于说明利用确定方法 1 的阻碍区域的确定处理的图。首先,区域确定部 60 在 B 模式图像上的多个位置上分别设定多个局部区域 K。例如,在图 3 中,第 1 局部区域 K1 设定在胎盘区域 RP 上,第 2 局部区域 K2 设定在羊水区域 RA 上,第 3 局部区域 K3 设定在胎儿区域 RF 上。局部区域 K1、K2、K3 具有与标准的 B 模式图像的矩阵大小(matrix size)相比更小的矩阵大小,例如,16×16 的矩阵大小。局部区域 K1、K2、K3 的设定位置或者设定数被预先自动设定或者由用户通过操作部 80 任意设定。另外,图 3 虽然图示了 3 个局部区域 K1、K2、K3,但是,典型地,局部区域被无间隙地设定在 B 模式图像上。

[0054] 当设定局部区域时区域确定部 60 在各局部区域内算出亮度值的方差值。当在各局部区域中算出方差值时,区域确定部 60 将具有阈值以上的方差值的局部区域确定为阻碍区域。阈值被预先设定在阻碍区域的方差值(更详细地,羊水区域的方差值与胎儿区域的方差值中较小的一个)与胎盘区域的方差值的交界。因此具有阈值以上的方差值的局部区域属于阻碍区域。例如,当以图 3 的情况为例时,第 1 局部区域 K1 的方差值为阈值以下。第 2 局部区域 K2 的方差值与第 3 局部区域 K3 的方差值为阈值以上。因此,第 2 局部区域 K2 与第 3 局部区域 K3 确定为阻碍区域。阻碍区域的坐标位置的数据被提供给 图像生成部 50。这样根据确定方法 1,羊水区域和胎儿区域这两个区域都被确定为阻碍区域。

[0055] (确定方法 2)

[0056] 第 2 个方法为根据在 B 模式图像上的解剖学上的位置和亮度值确定阻碍区域的方法。

[0057] 如上所述,在与胎内有关的 B 模式图像上,从孕妇的腹部表面开始以胎盘区域、羊水区域、胎儿区域的顺序进行配置。即,羊水区域和胎儿区域与胎盘区域相比分布在更深的位置。另外,胎盘区域、羊水区域以及胎儿区域分别属于不同的亮度带。

[0058] 图 4 为表示与胎内有关的 B 模式图像的扫描线（光栅）上的深度位置与亮度值之间的关系的图表。如图 4 所示，在 B 模式图像上，从孕妇的腹部表面依次分布有胎盘区域、羊水区域以及胎儿区域。胎盘区域的与深度位置对应的亮度变化较少，羊水区域和胎儿区域的与深度位置对应的亮度变化较大。另外，胎盘区域的亮度带和胎儿区域的亮度带比羊水区域的亮度带高。在确定方法 2 中区域确定部 60 利用该性质从 B 模式图像中确定阻碍区域（羊水区域和胎儿区域这两个区域）。以下，说明利用了确定方法 2 的阻碍区域的确定处理的典型流程。

[0059] 图 5 为用于说明利用了确定方法 2 的阻碍区域的确定处理的图。首先，区域确定部 60 沿着扫描线 L 上从腹部体表朝向体内搜索像素，并开始确定具有阈值 Th 以下的亮度值的像素（以下，称为边界像素）。阈值 Th 自动地或者由用户通过操作部 80 任意设定为该亮度范围内的值。这样通过设定该阈值 Th，例如是扫描线 L1 的情况，位于胎盘区域 RP 与羊水区域 RA 的边界的像素 A1 被确定为边界像素。通过这样，区域确定部 60 针对 B 模式图像上的全部扫描线搜索像素，并确定边界像素。当针对全部扫描线进行搜索时，区域确定部 60 将处于在比边界像素更深位置的 B 模式图像上的像素区域确定为阻碍区域。阻碍区域的坐标位置的数据被提供给图像生成部 50。这样根据确定方法 2 将羊水区域和胎儿区域都确定为阻碍区域。

[0060] （确定方法 3）

[0061] 第 3 个方法是根据在 B 模式图像上的大小和亮度值确定阻碍区域的方法。

[0062] 羊水区域和与血管对应的像素区域（以下，称为血管区域）由于都为液体，所以难以只通过亮度值识别彼此。一般情况，羊水区域在 B 模式图像上与血管区域相比面积（B 模式体数据时为体积）较大，且宽度较宽。在确定方法 3 中区域确定部 60 利用该性质，从 B 模式图像中确定阻碍区域（仅指羊水区域）。以下，说明利用了确定方法 3 的阻碍区域的确定处理的典型流程。

[0063] 首先，区域确定部 60 从 B 模式图像中确定具有低亮度值的像素区域。在此，低亮度值是指，例如，比图像内的平均亮度值低的亮度值。其次区域确定部 60 算出被确定的像素区域的面积。大小可通过例如对在像素区域中所包含的像素的数目进行计数来取得。当算出面积时，区域确定部 60 在算出的面积比阈值（大小的阈值）大时，确定该像素区域为羊水区域。另一方面，区域确定部 60 在算出的面积比阈值（大小的阈值）小时，不将该图像区域确定为羊水区域。羊水区域的坐标位置的数据被提供给图像生成部 50。这样根据该确定方法 3，羊水区域被确定为阻碍区域。

[0064] （确定方法 4）

[0065] 第 4 个方法为根据与由用户通过操作部 80 来在阻碍区域内设定的像素（起始点）的亮度值的相似性确定阻碍区域的方法。

[0066] 如上所述，羊水区域具有与胎盘区域和胎儿区域相比更小的亮度值。在确定方法 4 中区域确定部 60 利用该性质，从 B 模式图像中确定羊水区域。以下，说明利用了确定方法 4 的阻碍区域的确定处理的流程。

[0067] 图 6 为用于说明利用确定方法 4 的阻碍区域的确定处理的图。首先，区域确定部 60 中，将由用户通过操作部 80 在 B 模式图像上的羊水区域 RA 内指定的像素 SP 设定为起始点。当设定起始点 SP 时，区域确定部 60 从起始点 SP 搜索周围的像素，统合满足规定的统

合条件的像素。统合条件的一例为阈值以下的情况。该阈值被设定在胎盘区域 RP 所能取得的最低亮度值与羊水区域 RA 所能取得的最高亮度值之间。当没有能够统合的像素时，区域确定部 60 将统合的像素区域确定为羊水区域 RA。羊水区域 RA 为被统合的像素区域的边界 BL 夹着的像素区域。羊水区域 RA 的坐标位置的数据被提供给像素生成部 50。这样根据确定方法 4，羊水区域被确定为阻碍区域。

[0068] (确定方法 5)

[0069] 第 5 个方法为根据由用户通过操作部 80 在阻碍区域内设定的像素（起始点）和在阻碍区域中特有的亮度来分布确定胎儿区域的方法。

[0070] 图 7 为用于说明利用了确定方法 5 的阻碍区域的确定处理的图。如图 7 所示，胎儿区域 RF 按照亮度值可以分类成胎儿区域边界部 RFK 和胎儿区域内部 RFT。胎儿区域边界部 RFK 具有与胎儿区域内部 RFT 相比更高的亮度。胎儿区域边界部 RFK 来源于胎儿的骨头等超声波的强放射体。利用该性质，从 B 模式图像中确定阻碍区域（仅指胎儿区域）。以下，说明在确定方法 5 中的处理的典型流程。

[0071] 首先，区域确定部 60 将由用户通过操作部 80 在 B 模式图像上的胎儿区域内部 RFT 中指定的像素 SP 设定起始点。当设定起始点 SP 时，区域确定部 60 从起始点 SP 搜索周围的像素，并确定具有被预先设定的阈值以上的亮度值的像素（以下，称为高亮度像素）。该阈值例如设定为胎儿区域边界部 RFK 所能取得的最低亮度值。即高亮度像素为胎儿区域边界部 RFK 上的像素。区域确定部 60 从起始点 SP 沿着全方位方向进行该搜索处理，并确定胎儿区域边界部 RFK。当确定胎儿区域边界部 RFK 时，区域确定部 60 将胎儿区域边界部 RFK 所包围的像素区域（也包含胎儿区域边界部 RFK）确定为胎儿区域 RF。胎儿区域 RF 的坐标位置的数据被提供给图像生成部 50。这样根据确定方法 5，将胎儿区域确定为阻碍区域。

[0072] 至此，结束区域确定部 60 进行阻碍区域的确定处理的说明。

[0073] 接着，以胎内的超声波检查为例对基于系统控制部 100 的控制进行的胎盘区域的强调显示处理进行说明。图 8 为表示胎盘区域的强调显示处理的典型的流程的图。另外，在图 8 的步骤 S1 的开始时刻通过图像生成部 50 已经相互地生成相同断面或者相同视线位置以及视线方向的 B 模式图像的数据和彩色多普勒图像的数据，并存储在存储部 90 中。

[0074] 如图 8 所示，在胎内的超声波检查中系统控制部 100 待机，等待由用户通过操作部 80 输入胎盘区域的强调显示处理的开始指示（步骤 S1）。当进行开始指示时（步骤 S1，YES），系统控制部 100 控制图像处理装置 200 内的各部并开始胎盘区域的强调显示处理。

[0075] 首先，系统控制部 100 控制区域确定部 60 并使区域确定部 60 进行上述阻碍区域的确定处理（步骤 S2）。在步骤 S2 中区域确定部 60 使用上述确定方法 1、确定方法 2、确定方法 3、确定方法 4 以及确定方法 5 中的任何一个方法来确定 B 模式图像上的阻碍区域（羊水区域和胎儿区域中的至少一个）。确定的阻碍区域的坐标位置的数据提供给图像生成部 50。

[0076] 另外，只要如上所述地使用确定方法 1 和确定方法 2 中的至少一个，区域确定部 60 就可以确定羊水区域和胎儿区域这两个区域。另外，只要使用确定方法 3 和确定方法 4 中的至少一个，区域确定部 60 就可以确定羊水区域。另外，只要使用确定方法 5，区域确定部 60 就可以确定胎儿区域。因此，要从显示图像中删除羊水区域和胎儿区域这两个区域时，在步骤 S2 中执行确定方法 1 或者确定方法 2。或者，要从显示图像中删除羊水区域和胎儿区

域这两个区域时,在步骤 S2 中执行确定方法 3 和确定方法 4 中的至少一个方法和确定方法 5。另外,要从显示图像只删除羊水区域时,在步骤 S2 中执行确定方法 3 或者确定方法 4。另外,要从显示图像中只删除胎儿区域时,在步骤 S2 中执行确定方法 5。使区域确定部 60 执行的确定处理方法能够自动地或者由用户通过操作部 80 任意选择。

[0077] 当进行步骤 S2 时,系统控制部 100 使图像生成部 50 进行生成处理(步骤 S3)。在步骤 S3 中,图像生成部 50 按照由区域确定部 60 提供的阻碍区域的坐标位置的数据生成删除了与阻碍区域对应的彩色多普勒模式图像的数据的删除彩色多普勒模式图像的数据。更详细地,首先,图像生成部 50 确定由区域确定部 60 提供的阻碍区域的坐标位置和相同的彩色多普勒模式图像上的像素区域。并且图像生成部 50 删去被确定的像素区域所分配的彩色多普勒模式图像的数据而生成删除彩色多普勒模式图像的数据。生成的删除彩色多普勒模式图像的数据被提供给显示部 70。

[0078] 另外,根据需要图像生成部 50 按照由区域确定部 60 提供的阻碍区域的坐标位置的数据生成删除了与阻碍区域对应的 B 模式图像的数据的删除 B 模式图像的数据。更详细地,首先,图像生成部 50 确定由区域确定部 60 提供的阻碍区域的坐标位置和相同的 B 模式图像上的像素区域。并且图像生成部 50 删去被确定的像素区域所分配的 B 模式图像的数据而生成删除 B 模式图像的数据。生成的删除 B 模式图像的数据被提供给显示部 70。是否生成删除 B 模式图像的数据要预先由用户通过操作部 80 来设定。

[0079] 当进行步骤 S3 时,系统控制部 100 使显示部 70 进行显示处理(步骤 S4)。在步骤 S4 中,显示部 70 显示与由图像生成部 50 提供的删除彩色多普勒模式图像的数据对应的删除彩色多普勒模式图像。典型地,显示部 70 与删除彩色多普勒模式图像重叠地显示与 B 模式图像的数据对应的 B 模式图像。在步骤 S3 中生成删除 B 模式图像的数据时,显示部 70 也可以与删除彩色多普勒模式图像重叠地显示删除 B 模式图像。另外,在步骤 S4 中的删除彩色多普勒模式图像与在步骤 S2 中的 B 模式图像的断面位置以及断面方向是相同的。

[0080] 图 9 为表示在步骤 S4 中的显示布局的一例的图。如图 9 所示,在步骤 S4 中,在一个画面上显示与相互正交的 3 断面有关的 3 个 MPR 图像(删除 B 模式图像)I1、I2、I3 和与规定的视点位置以及视线方向有关的三维图像(删除 B 模式图像)。各图像中重叠地显示删除了阻碍区域上的彩色的删除彩色多普勒模式图像。这样,由于阻碍区域上的彩色被删除,所以在删除彩色多普勒模式图像上不显示与阻碍区域有关的流体信息。即,在视觉上妨碍与胎盘区域有关的流体信息的观察的因素被删除。结果,通过删除与阻碍区域有关的彩色而进行显示,强调地显示胎盘区域。

[0081] 例如,在三维图像上从胎内观察胎盘表层部的血流时,视点位置设定在与胎内有关的像素区域中,视线方向设定为从视点位置朝向与胎盘表层部有关的像素区域。图像生成部 50 根据设定的视点位置和视线方向生成删除彩色多普勒模式图像的数据与 B 模式体图像的数据。因此生成与从胎内到胎盘表层部的视线方向有关的三维图像的数据。

[0082] 彩色多普勒模式图像为三维图像时,与阻碍区域有关的数据的删除可以在进行体绘制(volume rendering)之前,也可以在进行体绘制之后。阻碍区域数据的删除在进行体绘制前时,图像生成部 50 从彩色多普勒体数据中删除阻碍区域数据。并且图像生成部 50 对删除了阻碍区域数据的彩色多普勒模式体数据进行体绘制,并生成删除彩色多普勒模式图像的数据。

[0083] 在进行体绘制后执行阻碍区域数据的删除时,例如,应用于重设定视线位置或者视线方向的情况。该删除方法具有未重进行体绘制的第1方法与重进行体绘制的第2方法。在第1方法中图像生成部50根据重设定的视线位置与视线方向对彩色多普勒模式体数据进行体绘制,并生成彩色多普勒模式图像的数据。图像生成部50从生成的彩色多普勒模式图像中删除阻碍区域数据,生成删除彩色多普勒模式图像的数据。

[0084] 在第2方法中图像生成部50根据重设定的视线位置与视线方向对删除了阻碍区域数据的彩色多普勒模式体数据进行体绘制,并生成删除彩色多普勒模式图像的数据。

[0085] 另外,作为在步骤S4中的应用,显示部70具有在被确定阻碍区域时自动地显示容易观察胎盘区域的B模式的三维图像的功能。更详细地,首先,图像生成部50确定在B模式体数据中所包含的胎盘区域的表面,并根据确定的表面确定视线方向。例如,确定以胎盘区域表面的垂直方向为视线方向。并且图像生成部50根据确定的视线方向对B模式体数据进行体绘制,并生成与确定的视线方向有关的B模式的三维图像的数据。其次,图像生成部50生成删除了与阻碍区域对应的亮度的三维图像的数据。并且显示部70显示删除了与阻碍区域对应的亮度的三维图像。因此,由于胎盘表面朝向显示画面表面地被显示,所以用户容易确认隐藏在阻碍区域中的胎盘表面的形态或者流体信息。

[0086] 步骤S4结束后,系统控制部100结束胎盘区域的强调显示处理。

[0087] 如上所述,根据本实施方式的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序,在彩色多普勒模式图像中显示胎盘区域时,删除在羊水区域或者胎儿区域等阻碍区域中产生的流体信息。因此,在彩色多普勒模式图像上,由于可以在胎盘区域中产生的流体信息删除在视觉上阻碍的流体信息,结果,强调显示在胎盘区域产生的流体信息。这样通过相对地强调胎盘区域,在临幊上,不依赖于胎儿内的血流、伴随胎儿活动的羊水活动等,能容易地确认胎盘内血流或者胎盘表层部血流、有无动静脉分流等疾病。由于在彩色多普勒模式图像上与胎盘有关的流体信息和与羊水或者胎儿内有关的流体信息混和存在的现象没有了,所以提高了医师等用户进行与胎内的超声波检查有关的图像诊断精度。

[0088] 另外,本实施方式也能够删除B模式图像上的羊水区域或者胎儿区域等阻碍区域。因此,由于在B模式图像上视觉地阻碍胎盘区域的胎儿区域被删除,所以即使在胎儿靠近胎盘时,胎盘区域的观察也较为容易。通过在B模式图像上删除阻碍区域,在临幊上可以容易地观察胎盘表面的形态。因此,由于胎盘的形态观察变得容易,所以提高了用户进行与胎内的超声波检查有关的图像诊断精度。另外,医师等用户不再像以往那样麻烦地变更断面或者视线,就可以进行胎内的超声波检查。

[0089] 如上所述,根据本实施方式的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及超声波图像处理程序实现了在胎盘的超声波检查中的图像诊断精度的提高。另外,同时实现了图像诊断时间的缩短。

[0090] 另外,根据本实施方式的各功能也可以通过对工作站等的计算机安装(install)执行该处理的超声波图像处理程序,并将这些程序在存储器上展开而实现。此时,能够使计算机执行该方法的图像处理程序也能够被存储并分发到磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD等)、半导体存储器等存储介质。

[0091] (变形例)

[0092] 在本实施方式中,说明了在B模式图像上确定阻碍区域时的情况。根据本实施方式的变形例中,在彩色多普勒模式图像上确定阻碍区域。具体来讲,与变形例相关的区域确定部60从彩色多普勒模式图像中将与动作中的胎儿有关的区域(与杂波(clutter)分量有关的像素区域)确定为胎儿区域。确定的胎儿区域的坐标位置的数据提供给图像生成部50。图像生成部50根据彩色多普勒模式图像的数据生成删除与胎儿区域对应的彩色的删除彩色多普勒模式图像的数据。另外,图像生成部50根据B模式图像的数据生成删除了与胎儿区域对应的亮度的删除B模式图像的数据。生成的删除彩色多普勒模式图像或者删除B模式图像的数据提供给显示部70。显示部70原样地显示提供的删除彩色多普勒模式图像,或是与B模式图像或者与删除B模式图像重叠地显示。因此,可以从彩色多普勒模式图像或者从B模式图像中删除胎儿区域中的正在运动的区域。

[0093] 虽然已经描述了一些具体的实施方式,但是这些具体实施方式只是作为例子示出,而不是用来限定本发明的范围。实际上,本申请中描述的新的具体实施方式可以体现为各种各样的其它形式,而且在不背离本发明的精神的情况下,可以在本申请中描述的具体实施方式的形式中进行各种省略、替换和变化。随附的权利要求书和其等同物旨在覆盖落入本发明的范围和精神内的这些形式和变形。

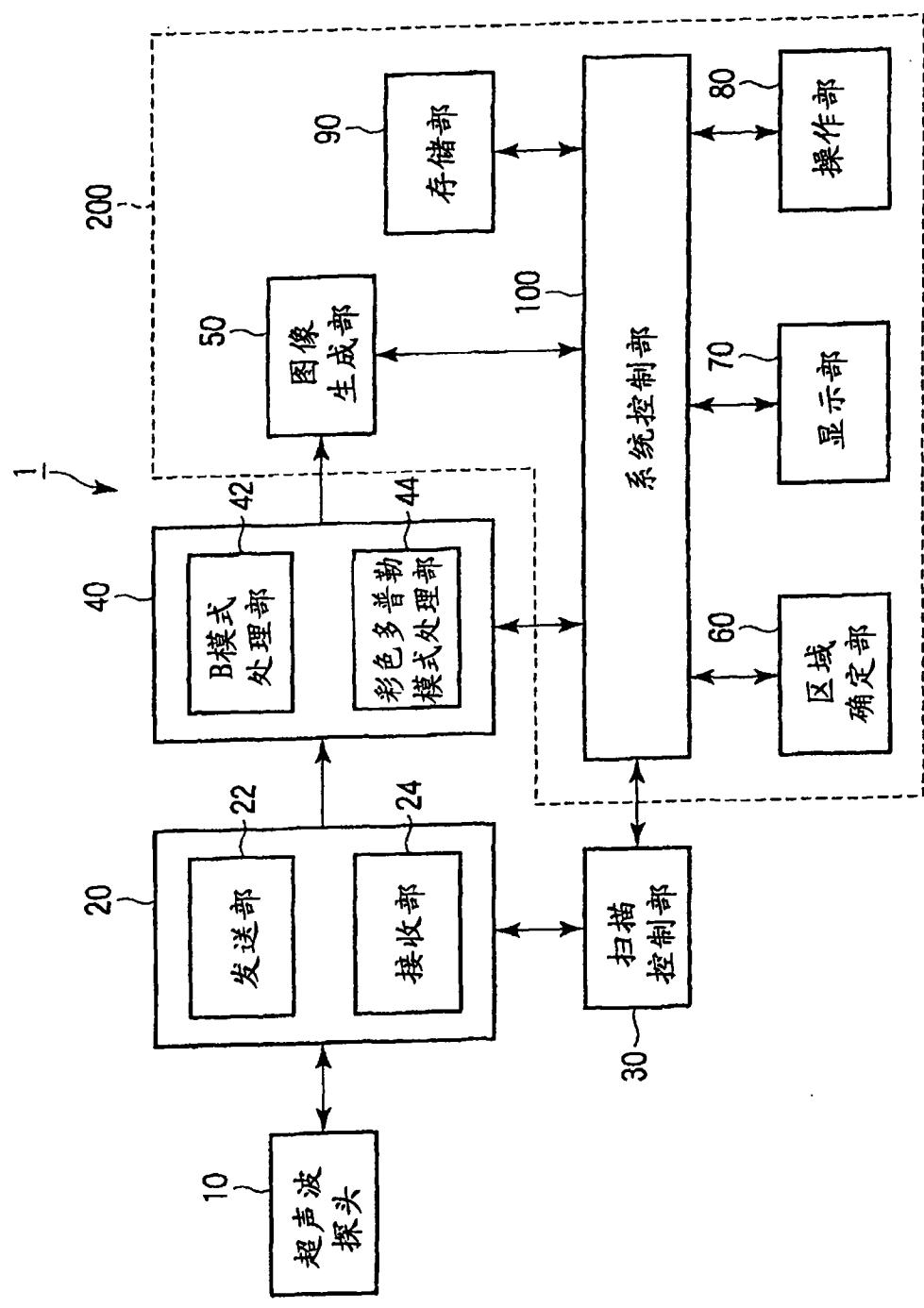


图 1

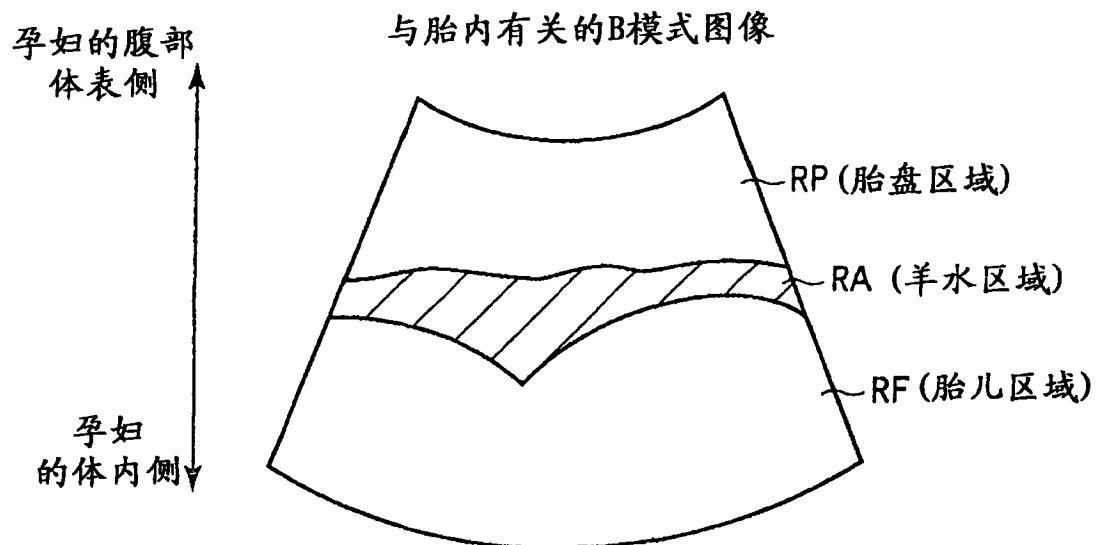


图 2

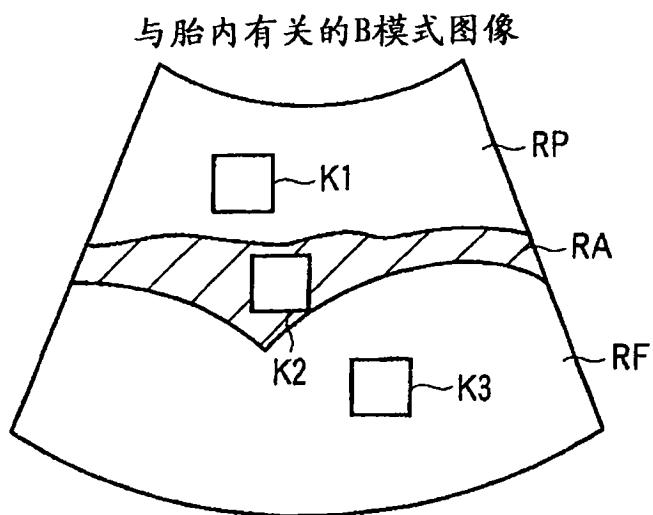


图 3

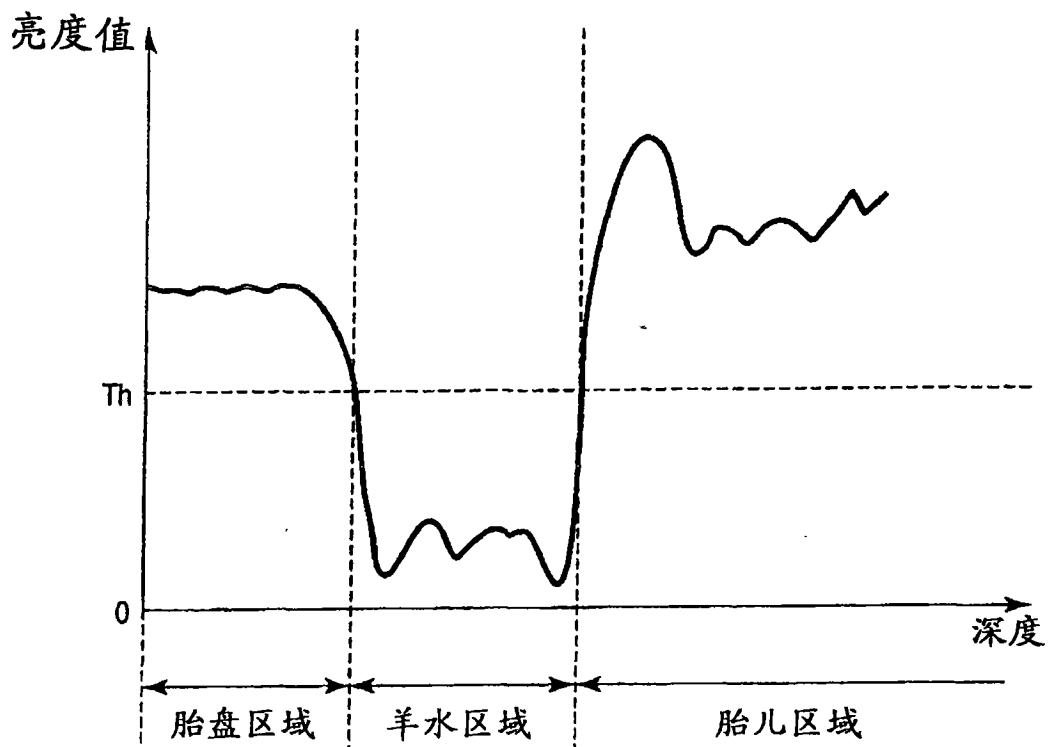


图 4

与胎内有关的B模式图像

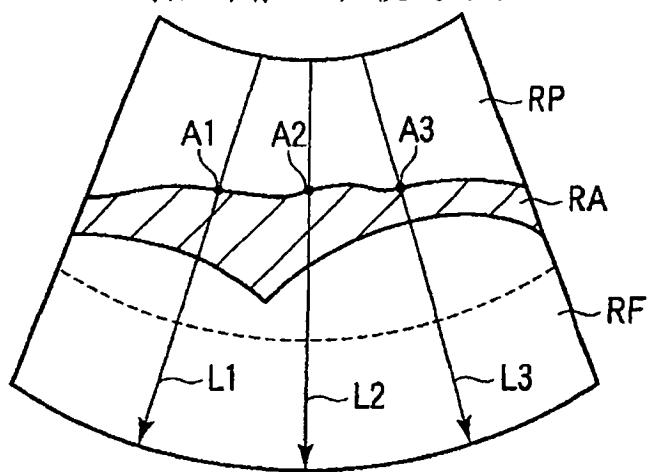


图 5

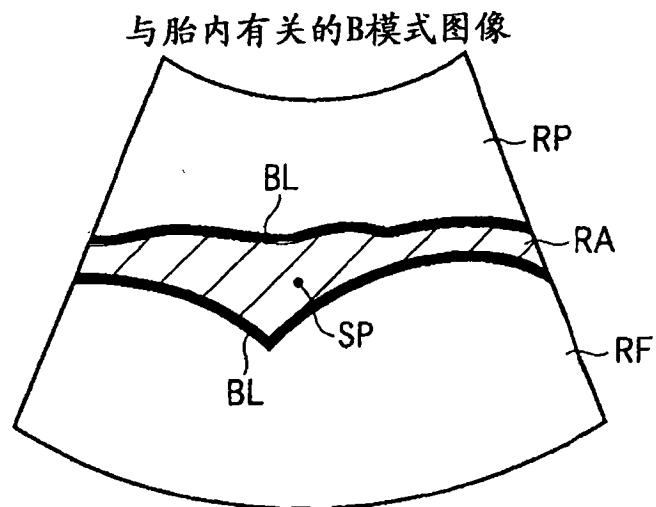


图 6

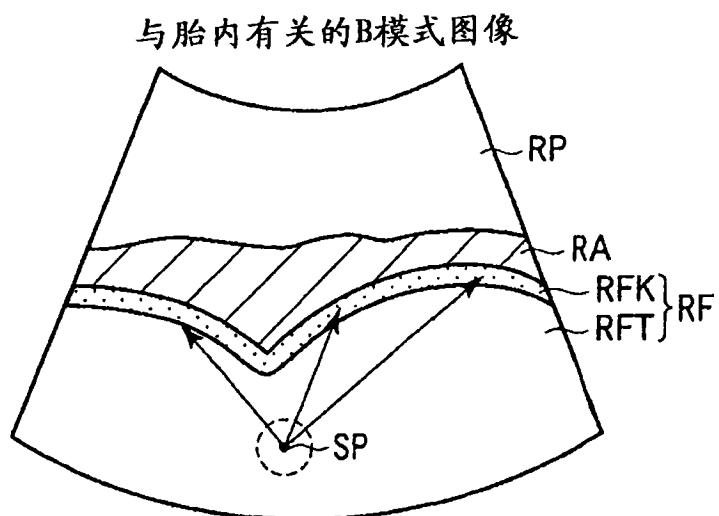


图 7

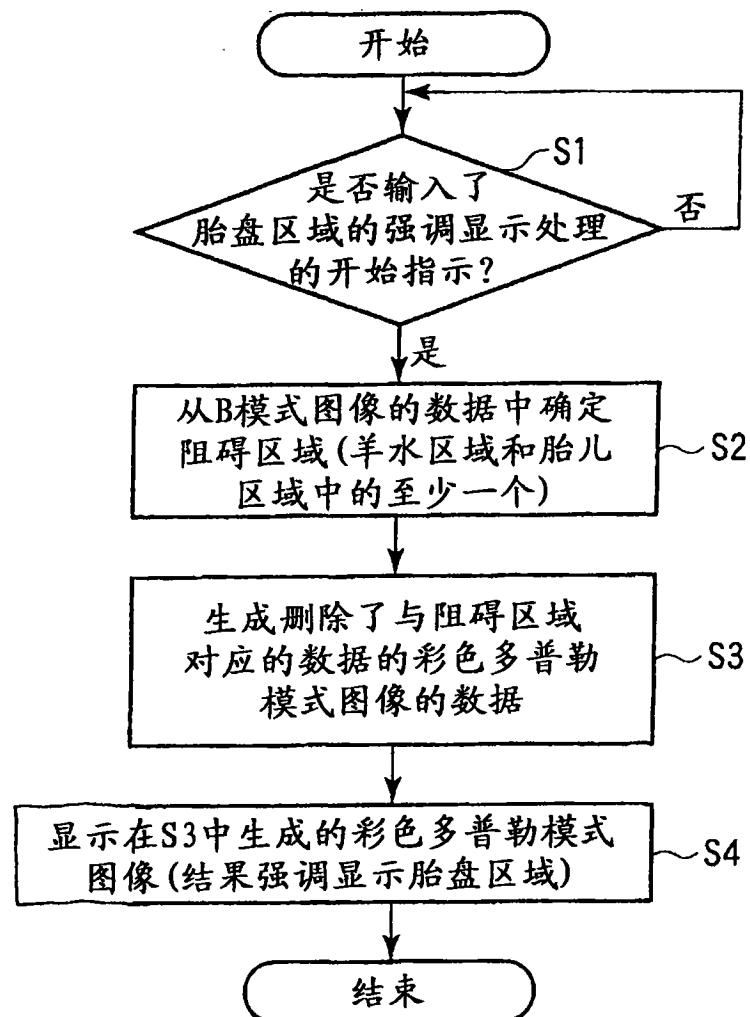


图 8

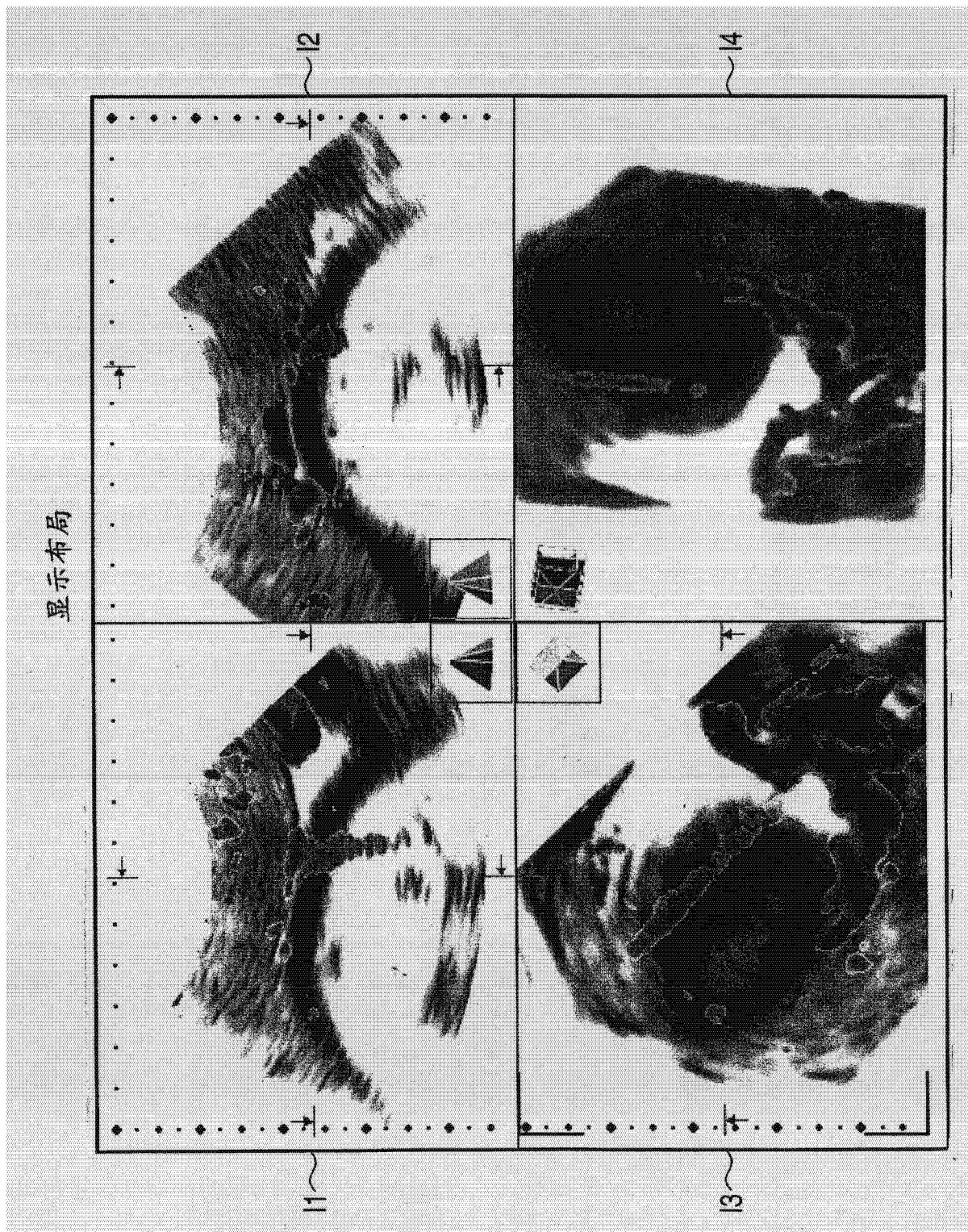


图 9

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置、超声波图像处理装置、以及超声波图像处理方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN102028500B | 公开(公告)日 | 2014-02-19 |
| 申请号 | CN201010510844.2 | 申请日 | 2010-10-08 |
| [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 | 浜田贤治 岭喜隆 | | |
| 发明人 | 浜田贤治 岭喜隆 | | |
| IPC分类号 | A61B8/06 | | |
| CPC分类号 | A61B8/13 A61B8/463 A61B8/0866 A61B8/469 A61B8/467 A61B8/06 | | |
| 代理人(译) | 王永刚 | | |
| 优先权 | 2009234271 2009-10-08 JP | | |
| 其他公开文献 | CN102028500A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置、超声波图像处理装置、超声波图像处理方法以及超声波图像处理程序，可以实现在胎盘的超声波检查中的图像诊断精度的提高。根据本实施方式的超声波诊断装置对与孕妇的胎内有关的扫描区域经由超声波探头执行B模式扫描与彩色多普勒模式扫描，具有：第1生成部、确定部、第2生成部以及显示部。第1生成部生成第1彩色多普勒模式数据，并生成第1B模式数据。确定部确定包含羊水区域和胎儿区域中的至少一个的特定区域。第2生成部生成删除了第1彩色多普勒模式数据中的与特定区域对应的数据的第2彩色多普勒模式数据。显示部重叠地显示彩色多普勒模式图像和B模式图像。

