



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102247171 A

(43) 申请公布日 2011. 11. 23

(21) 申请号 201110077531. 7

A61B 8/00(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 03. 30

(30) 优先权数据

2010-078909 2010. 03. 30 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 吉田哲也 久我衣津纪

(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 吕林红

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

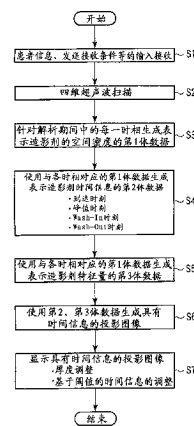
权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及
医用图像诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种通过四维成像,可高视觉识别度简单地观察动态的血流变化、微细的血管构筑等信息的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置。该装置包括:数据取得单元,在整个规定期间用超声波扫描投入了造影剂的被检体内的三维区域,并在上述整个规定期间取得与上述三维区域有关的超声波数据;体数据生成单元,使用上述规定期间内的整个解析期间的与上述三维区域有关的超声波数据生成上述解析期间的各时相中的第1体数据,并生成表示关于上述解析期间的造影剂时间信息的第2体数据和表示上述解析期间的上述三维区域的各位置中的造影剂特征量的第3体数据;图像生成单元,使用上述第2体数据与上述第3体数据,生成投影图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

数据取得单元,在整个规定期间用超声波扫描投入了造影剂的被检体内的三维区域,并在整个上述规定期间取得与上述三维区域有关的超声波数据;

体数据生成单元,使用上述规定期间内的整个解析期间的与上述三维区域有关的超声波数据,生成上述解析期间的各时相中的第 1 体数据,并且生成表示针对上述解析期间的造影剂时间信息的第 2 体数据和表示上述解析期间的上述三维区域的各位置的造影剂特征量的第 3 体数据;

图像生成单元,使用上述第 2 体数据与上述第 3 体数据,生成投影图像。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元通过针对上述三维区域的各位置,根据上述造影剂特征量分配不同的亮度值,并且根据上述造影剂时间信息分配不同的色调,从而生成上述投影图像。

3. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元

使用上述第 2 体数据,针对各投影方向,计算上述造影剂时间信息的方差值、上述造影剂时间信息的最大值、上述造影剂时间信息的最小值、上述造影剂时间信息的平均值中的任一个,

根据所计算出的值,分配不同的色调。

4. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元使用上述第 3 体数据,针对各投影方向,选择具有最大或最小亮度值的体素,

确定与上述选择的体素对应的上述第 2 体数据的体素,

按照上述确定的体素的上述造影剂时间信息,分配不同的色调。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述体数据生成单元

使用上述解析期间内的各时相中的第 1 体数据,计算上述三维区域内的各位置的亮度值的时间变化,

使用上述三维区域内的各位置的信号值的时间变化,生成将上述三维区域内的各位置上的造影剂的到达时刻、亮度值成为最大值的峰值时刻、Wash-In 时间、Wash-Out 时间中的任一个作为上述造影剂时间信息的上述第 2 体数据。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还包括:设定单元,设定生成上述投影图像时使用的至少一个投影范围;

上述图像生成单元使用上述设定的至少一个投影范围,生成至少一个上述投影图像。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,还包括:

显示单元,在生成多张上述投影图像时,多视图显示该多个投影图像。

8. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:

存储单元,存储通过在整个规定期间用超声波扫描投入了造影剂的被检体内的三维区域所取得的与上述三维区域有关的超声波数据;

体数据生成单元,使用上述规定期间内的整个解析期间的与上述三维区域有关的超声波数据,生成上述解析期间内的各时相中的第 1 体数据,并且生成表示针对上述解析期间

的造影剂时间信息的第 2 体数据和表示上述解析期间的上述三维区域的各位置的造影剂特征量的第 3 体数据；

图像生成单元,使用上述第 2 体数据与上述第 3 体数据,生成投影图像。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述图像生成单元通过针对上述三维区域的各位置,根据上述造影剂特征量分配不同的亮度值,并且根据上述造影剂时间信息分配不同色调,从而生成上述投影图像。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述图像生成单元

使用上述第 2 体数据,针对各投影方向,计算上述造影剂时间信息的方差值、上述造影剂时间信息的最大值、上述造影剂时间信息的最小值、上述造影剂时间信息的平均值中的任一个,

根据上述计算出的值,分配不同的色调。

11. 根据权利要求 9 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述图像生成单元使用上述第 3 体数据,针对各投影方向,选择具有最大或最小亮度值的体素,

确定与上述选择的体素对应的上述第 2 体数据的体素,

按照上述确定的体素的上述造影剂时间信息,分配不同的色调。

12. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置,其特征在于:

上述体数据生成单元

使用上述解析期间内的各时相中的第 1 体数据,计算上述三维区域内的各位置的亮度值的时间变化,

使用上述三维区域内的各位置的信号值的时间变化,生成将上述三维区域内的各位置上的造影剂的到达时刻、亮度值成为最大值的峰值时刻、Wash-In 时间、Wash-Out 时间中的任一个作为上述造影剂时间信息的上述第 2 体数据。

13. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,还包括:设定单元,设定生成上述投影图像时使用的至少一个投影范围;

上述图像生成单元使用上述设定的至少一个投影范围,生成至少一个上述投影图像。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波图像处理装置,其特征在于,还包括:

显示单元,在生成多张上述投影图像时,多视图显示该多个投影图像。

15. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,包括:

数据取得单元,在整个规定期间拍摄投入了造影剂的被检体内的三维区域,并在整个上述规定期间取得与上述三维区域有关的图像数据;

体数据生成单元,使用上述规定期间内的整个解析期间的与上述三维区域有关的图像数据,生成上述解析期间内的各时相中的第 1 体数据,并且生成表示针对上述解析期间的造影剂时间信息的第 2 体数据和表示上述解析期间的上述三维区域的各位置中的造影剂特征量的第 3 体数据;

图像生成单元,使用上述第 2 体数据与上述第 3 体数据,生成投影图像。

16. 根据权利要求 15 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元通过针对上述三维区域的各位置,根据上述造影剂特征量分配不同

的亮度值,并且根据上述造影剂时间信息分配不同的色调,从而生成上述投影图像。

17. 根据权利要求 16 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元

使用上述第 2 体数据,针对各投影方向,计算上述造影剂时间信息的方差值、上述造影剂时间信息的最大值、上述造影剂时间信息的最小值、上述造影剂时间信息的平均值中的任一个,

根据上述计算出的值,分配不同的色调。

18. 根据权利要求 16 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元使用上述第 3 体数据,针对各投影方向,选择具有最大或最小亮度值的体素,

确定与上述选择的体素对应的上述第 2 体数据的体素,

按照上述确定的体素的上述造影剂时间信息,分配不同的色调。

19. 根据权利要求 15 所述的医用图像诊断装置,其特征在于:

上述体数据生成单元

使用上述解析期间内的各时相中的第 1 体数据,计算上述三维区域内的各位置的亮度值的时间变化,

使用上述三维区域内的各位置的信号值的时间变化,生成将上述三维区域内的各位置上的造影剂的到达时刻、亮度值成为最大值的峰值时刻、Wash-In 时间, Wash-Out 时间中的任一个作为上述造影剂时间信息的上述第 2 体数据。

20. 根据权利要求 15 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

还包括:设定单元,设定生成上述投影图像时使用的至少一个投影范围;

上述图像生成单元使用上述设定的至少一个投影范围,生成至少一个上述投影图像。

21. 根据权利要求 20 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,还包括:

显示单元,在生成多张上述投影图像时,多视图显示该多个投影图像。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2010 年 3 月 30 日提交的在先的日本专利申请 No. 2010-078909 并要求其优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 这里所述的实施方式一般地涉及超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置。

背景技术

[0004] 本发明为能够通过使用作为超声波造影剂的微泡 (microbubble), 使被设为图像诊断的对象的脏器等的血流动态的时间变化三维影像化的超声波诊断装置等, 涉及能够高视觉识别度简单地观察动态的血流变化、微细的血管构筑等信息的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置。

[0005] 超声波图像诊断除了只需将超声波探头从体表接触的简单操作即可通过实时显示取得心脏的跳动或胎儿的活动情况, 且安全性高可重复进行检查之外, 系统规模比 X 射线、CT、MRI 等其他诊断器械小, 也可以容易地进行移动至床边的检查等, 比较简便。另外, 超声波诊断没有像 X 射线那样被辐射的影响, 在产科以及家庭医疗等中也可以使用。特别是, 近年来, 使用摇动探头 (通过机械地摇动一维排列的超声波振子列, 可超声波扫描三维区域的探头) 或二维阵列探头 (通过排列成矩阵状的超声波振子列, 可超声波扫描三维区域的探头), 也能够进行实时三维扫描 (也称为“四维扫描”)。

[0006] 另外, 近年来, 静脉投放型的超声波造影剂被产品化。在超声波图像诊断中, 通过进行使用这种造影剂的造影成像, 能够取得各种信息。例如, 原发性肝癌的情况下, 可以通过相辅使用动脉相的血流信息或门静脉相的血流信息进行良性恶性的鉴别诊断等。另外, 在 RFA 治疗后进行造影成像时, 烧灼的区域由于未染影, 因此也可应用于效果判定。进而, 另外还提出一种用于在心脏以及肝脏等的检查中从静脉注入超声波造影剂来增强血流信号, 进行血流动态的评价的摄像方法。再灌注 (replenishment) 法、微血流成像 (Micro Flow Imaging) 是用于进行上述血流动态的评价的摄像方法的代表例。

[0007] 再灌注法是一种有效利用造影剂气泡崩坏的特征, (a) 在低音压照射下观察扫描断面内充满的气泡的动态, (b) 将照射音压切换为高音压, 从而使断面内 (严格地说是照射体积内) 的气泡崩坏, (c) 观察再次流入断面内的气泡的情况的方法 (例如, 参照专利文献 1)。

[0008] 一般, 造影剂成像的特征在于能够对通过彩色多普勒 (color Doppler) 等无法影像化的微小血流进行影像化这一点上。另一方面, 微小血流内只存在少数气泡。因此, 非固定性地染影。微血流成像是通过利用这种造影剂成像以及造影剂的特征, 在时间方向上重叠显示非固定性影像化的气泡, 从而使微小血流构造更清楚地影像化的方法 (例如, 参照

专利文献 2)。在执行微血流成像时,存在一定时间内患者屏息、技师等检查者必须固定探头的限制。作为缓和该限制的技术,还提出一种通过图像处理修正对象区域的运动的技术(例如,参照专利文献 2)。

[0009] 在这些造影成像中,例如,在空间上(即,各位置)取得染影的开始时相(即,相当于气泡的到达时间)、染影迎来峰值的时相(峰值时刻)、用气泡的到达时刻-峰值时刻定义的 Wash-In 时间、用气泡流出至静脉的时刻-峰值时刻定义的 Wash-Out 时间等动态信息。这些动态信息有时优选作为动画进行观察。例如,对于肝脏,肿瘤由动脉血供给营养,正常组织由门静脉血供给营养。因此,如果进行动画下的观察,则造影剂到达肿瘤部的时刻比周围早,能够视认出肿瘤较早开始染影的形态。

[0010] 另一方面,由于需要在头脑中记住各位置的时间变化,因此动态信息的动画观察未必称得上是客观的。另外,也存在观察需要某种程度的时间的问题。作为解决这些问题的技术,提出一种通过一张二维图像可观察动态信息的二维参量成像(parametric imaging)技术。在该技术中,例如,将各像素(pixel)的亮度的时间变化的最大值作为峰值时刻,或设置不受噪音等的影响的阈值,并进行将最初超过该阈值的时刻作为到达时刻等的计算,并求出时间信息。并且,根据所求出的时间信息的值,显示按每一位置改变色调的二维图像。若与上述的微血流成像或运动修正的技术进行组合使用则是有效的,因此期待在今后临床现场中的利用。

[0011] 现有技术文献

[0012] 专利文献 1:日本特愿平 9-324772

[0013] 专利文献 2:日本特开 2004-321688 号公报

[0014] 专利文献 3:日本特愿 2006-2661

[0015] 专利文献 4:日本特许第 2714329 号公报

[0016] 专利文献 5:日本特许第 23495710 号公报

[0017] 专利文献 6:日本特开 2009-233408 号公报

发明内容

[0018] 然而,在二维参量成像中,由于使用二维图像数据(断层数据),因此在血流的空间连续性的表现上存在界限。例如,与断层图像正交的血管实质上被显示为点等,难以识别具有深度方向的构造的血管等。

[0019] 一方面,在观察血流动态(血流的时间变化)时,存在若观察时相不同的多个个体数据,则与以往的二维图像(断层图像)的诊断时相比,观察范围增加一维,因此观察时间增加,进而在头脑中时间变化信息的构筑(存储)也变得模糊的问题。

[0020] 因此,认为进行使用时间序列的体数据的参量成像(四维参量成像)是有效的。然而,到目前为止,针对在到达时间等时间信息的三维影像化法,未提出临床有效的方法。这是因为仅仅单纯三维地进行二维参量成像的方法,无法适当地处理与深度方向有关的时间信息。特别是,近年来,在可四维扫描的超声波诊断装置中,也引入了造影成像功能。因此,确立四维参量成像的方法,可进行动态的血流动态的三维观察这一情况临床价值也很高,为人们所强烈期待。

[0021] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于:提供通过四维参量成像,能够以高

视觉识别度简单地观察动态的血流变化、微细的血管构筑等信息的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置。

[0022] 本发明为了达成上述目的,采用以下装置。

[0023] 根据一个实施方式,提供一种超声波诊断装置,包括:数据取得单元,在整个规定期间用超声波扫描投入了造影剂的被检体内的三维区域,并在上述整个规定期间取得与上述三维区域有关的超声波数据;体数据生成单元,使用上述规定期间内的整个解析期间的与上述三维区域有关的超声波数据,生成上述解析期间内的各时相中的第 1 体数据,并且生成表示针对上述解析期间的造影剂时间信息的第 2 体数据和表示上述解析期间的上述三维区域的各位置的造影剂特征量的第 3 体数据;图像生成单元,使用上述第 2 体数据与上述第 3 体数据,生成投影图像。

[0024] 根据以上本发明,可以实现通过四维参量成像,能够高视觉识别度简单地观察动态的血流变化、微细的血管构造等的信息的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置。

附图说明

[0025] 图 1 示出了与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 的块结构图。

[0026] 图 2 为表示依据本四维参量成像功能的处理(四维参量成像处理)的流程的流程图。

[0027] 图 3 为概念地表示与规定期间的各时相 $k(k = 1, 2, \dots, n)$ 对应的第 1 体数据的图。

[0028] 图 4 为表示关于某体素(voxel)的整个解析期间的 TIC 的一例的图。

[0029] 图 5 为用于说明使用与解析期间的各时相对应多个第 1 体数据的第 2 体数据生成处理的图。

[0030] 图 6 为用于说明使用与解析期间的各时相对应多个第 1 体数据的第 3 体数据生成处理的图。

[0031] 图 7 为用于说明使用第 2、第 3 体数据的投影处理的图。

[0032] 图 8 为表示使用第 2、第 3 体数据的投影图像的生成所使用的色彩映射的一例的图。

[0033] 图 9 为用于说明与造影剂时间信息的深度方向有关的分配处理的图。

[0034] 图 10 为用于说明与造影剂时间信息的深度方向有关的分配处理的图。

[0035] 图 11 为用于说明与造影剂时间信息的深度方向有关的分配处理的图。

[0036] 图 12 为用于说明分割第 1、第 2 或第 3 体数据生成多个投影区域的情况的一例的图。

[0037] 图 13 为用于说明分割第 1、第 2 或第 3 体数据生成多个投影区域的情况的其他例子的图。

[0038] 图 14 为用于说明分割第 1、第 2 或第 3 体数据生成多个投影区域的情况的其他例子的图。

[0039] 符号说明

[0040] 10:超声波诊断装置;11:装置主体;12:超声波探头;13:输入装置;14:监视器;

21 :超声波发送单元 ;22 :超声波接收单元 ;23 :B 模式处理单元 ;24 :多普勒处理单元 ;25 :图像生成单元 ;26 :图像存储器 ;27 :图像合成单元 ;28 :控制处理器 (CPU) ;29 :存储单元 ;30 :接口单元 ;31 :软件保存单元。

具体实施方式

[0041] 根据一个实施方式,提供一种超声波诊断装置,包括:数据取得单元,在整个规定期间用超声波扫描投入了造影剂的被检体内的三维区域,并在上述整个规定期间取得与上述三维区域有关的超声波数据;体数据生成单元,使用上述规定期间的整个解析期间的与上述三维区域有关的超声波数据生成上述解析期间的各时相中的第 1 体数据,并生成表示关于上述解析期间的造影剂时间信息的第 2 体数据和表示上述解析期间的上述三维区域的各位置中的造影剂特征量的第 3 体数据;图像生成单元,使用上述第 2 体数据与上述第 3 体数据,生成投影图像。

[0042] 以下,按照附图说明本发明的实施方式。另外,在以下说明中,针对具有大致相同的功能以及结构的结构要素,添加同一符号,只在必要时进行重复说明。

[0043] 图 1 示出了与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 的块结构图。如该图所示,本超声波诊断装置 10 具备超声波探头 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送单元 21、超声波接收单元 22、B 模式处理单元 23、多普勒处理单元 24、图像生成单元 25、图像存储器 26、图像合成单元 27、控制处理器 (CPU) 28、存储单元 29、接口单元 30、软件保存单元 31。有时内置在装置主体 11 内的超声波发送单元 21、接收单元 22 等也由集成电路等硬件而构成,但也存在是在软件上被模块化的软件程序的情况。以下,针对各个构成要素的功能进行说明。

[0044] 超声波探头 12 具有基于来自超声波发送单元 21 的驱动信号产生超声波,并将来自被检体的反射波变换为电信号的多个压电振子;该压电振子内设置的匹配层;防止从该压电振子向后方的超声波的传播的背衬材料等。当从该超声波探头 12 向被检体 P 发送超声波时,该发送超声波在体内组织的声阻抗的不连续面上不断被反射,并作为回波信号被超声波探头 12 接收。该回波信号的振幅取决于发生反射的不连续面中的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲在移动的血流或心脏壁等的表面被反射时的回波由于多普勒效应而取决于移动体的超声波发送方向的速度分量,从而受到频率偏移。

[0045] 另外,本超声波装置具备的超声波探头 12 可对被检体的三维区域进行超声波扫描。因此,超声波探头 12 具有沿着振子的排列方向的正交方向机械地摇动振子并对三维区域进行超声波扫描的结构或使用被二维排列的二维振子通过电控制对三维区域进行超声波扫描的结构等。在采用前者的结构时,由于被检体的三维扫描通过摇动电路(摇动机构)来进行,因此检查者只需将探头主体接触被检体,就能够自动地取得多个二维断层图像。根据被控制的摇动速度也可以检测断面间的准确的距离。另外,在采用后者的结构时,在原理上,能够在与以往的取得二维断层图像相同的时间内,对三维区域进行超声波扫描。

[0046] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示、各种画质条件设定指示等取入至装置主体 11 的轨迹球、各种开关、按钮、鼠标、键盘等。

[0047] 监视器 14 基于来自图像合成单元 27 的视频信号,作为图像显示生物体内的形态学信息或血流信息。

[0048] 超声波发送单元 21 具有未图示的触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生电路等。在脉冲发生电路中,以规定的额定频率 f_r Hz (周期; $1/f_r$) 反复产生用于形成发送超声波的额定脉冲。另外,在延迟电路中,对各额定脉冲提供按每一信道将超声波收束成束状并决定发送指向性所需要的延迟时间。通过使该延迟信息变化,从而能够任意调整从探头振子面的发送方向。触发发生电路以基于该额定脉冲的定时向探头 12 施加驱动脉冲。

[0049] 超声波接收单元 22 具有未图示的放大电路、A/D 转换器、加法器等。在放大电路中,按照每一信道放大经由探头 12 取入的回波信号。在 A/D 转换器中,对放大的回波信号提供决定接收指向性所需要的延迟时间,然后,在加法器中进行加法处理。通过此加法,强调来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射分量,并根据接收指向性与发送指向性形成超声波发送接收的综合性波束。

[0050] B 模式处理单元 23 从超声波接收单元 22 获取回波信号,并实施对数放大、包络线检波处理等,并生成用亮度的明亮程度来表现信号强度的数据。此时,通过使检波频率变化,能够改变影像化的频带。另外,这是对于一个接收数据,并行进行两个基于检波频率的检波处理的结构。若利用此结构也能够根据一个接收信号生成气泡图像与组织图像。另外,在使气泡影像化时,常常主要使二次谐波影像化。在本 B 模式处理单元 23 中受到处理的数据被输出至图像生成单元 25,并被重建为用亮度来表示反射波的强度的 B 模式图像。

[0051] 多普勒处理单元 24 根据从发送接收单元 22 所获取的回波信号对速度信息进行频率解析,并提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波分量,并对多点求出平均速度、方差、功率等血流信息。所取得的血流信息可以被发送至图像生成单元 24,并作为平均速度图像、方差图像、功率图像、它们的组合图像显示在监视器 14 上。

[0052] 图像生成单元 25 将超声波扫描的扫描线信号列变换为以电视等为代表的一般视频格式的扫描线信号列,并生成作为显示图像的超声波诊断图像。图像生成单元 25 能够搭载保存图像数据的存储存储器,例如诊断后调出操作者在检查中记录的图像。另外,图像生成单元 25 具有作为图像处理装置的功能,例如在构筑体数据时,通过在空间上配置通过超声波扫描三维区域或连续的二维区域而取得的扫描线信号列,并根据需要执行坐标变换、插值处理等,从而构造体数据。图像生成单元 25 使用所取得的体数据,执行体绘制或空间性 MIP 等处理、通过切出体数据内的任意断层图像而进行的 MPR 处理、微血流成像处理、运动修正处理等,并生成规定的三维图像。另外,本图像生成单元 25 中的各种图像处理法等也可以是软件类方法或硬件类方法的任一种。

[0053] 进而,图像生成单元 25 在控制处理器 28 的控制下,执行依据后述的四维参量成像功能的规定的处理。

[0054] 图像存储器 26 暂时存储多个帧或多个体数据的量的超声波数据。

[0055] 图像合成单元 27 将从图像生成部 25 获取的图像与各种参数的文字信息或刻度等一起合成,并作为视频信号输出至监视器 14。

[0056] 控制处理器 (CPU) 28 具有作为信息处理装置 (计算机) 的功能,控制本超声波诊断装置主体的动作。控制处理器 28 从存储单元 29 中读出用于实现各种图像处理法的程序、用于实现后述的四维参量成像功能的程序并在软件保存部 31 上加以展开,执行与各种处理有关的运算、控制等。

[0057] 存储单元 29 存储用于执行各种扫描序列的程序、用于实现后述的四维参量成像

功能的专用程序、用于执行图像生成、显示处理的控制程序、诊断信息（患者 ID、医师的意见等）、诊断草案、发送接收条件、体标记生成程序、其他数据群。另外，根据需要，也可被用于图像存储器 26 中的图像的存储等。存储单元 29 的数据能够经由接口单元 30 转送至外部周边装置。

[0058] 接口部 30 为与输入装置 13、网络、新的外部存储装置（未图示）有关的接口。通过该装置取得的超声波图像等的的数据或解析结果等可由接口单元 30 经由网络转送至其他装置。

[0059] （四维参量成像功能）

[0060] 其次，针对本超声波诊断装置 1 具有的四维参量成像功能进行说明。该功能在造影成像中，使用整个规定期间的与上述三维区域有关的超声波数据，生成将规定期间的各时相中的造影剂（气泡）的空间密度反映为信号值（亮度值）的第 1 体数据。另外，使用该规定期间的每一时相的第 1 体数据，生成表示三维区域的各位置的造影剂时间信息的第 2 体数据与表示三维区域的各位置的造影剂特征量的第 3 体数据。并且，使用所生成的第 2 体数据以及第 3 体数据，生成通过亮度值来表现三维区域的各位置的造影剂特征量、且通过色调来表现造影剂时间信息的三维图像，并以规定的方式进行显示。

[0061] 另外，在以下说明中，为了具体说明，将使用超声波诊断装置实现四维参量成像功能的情况作为例子。然而，并不拘泥于该例，例如，可以使用利用例如医用工作站的超声波图像处理装置（或，查看器（viewer））通过四维扫描事先取得的超声波数据来进行。此时，例如，可以采用图 1 虚线内的结构。进而，在使用造影剂的其他医用图像诊断装置（X 射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置、X 射线诊断装置等）中，也可以通过执行例如与图 1 的虚线内的结构实质上相同的结构来实现四维参量成像功能。

[0062] 图 2 为表示按照本四维参量成像功能的处理（四维参量成像处理）的流程的流程图。以下，针对在该流程图所示的各步骤中执行的处理内容进行说明。

[0063] [患者信息的输入、发送接收条件、扫描序列等的选择：步骤 S1]

[0064] 经由操作单元 33 执行患者信息的输入、发送接收条件（用于决定被扫描区域的大小的视角、焦点位置、发送电压等）、用于在整个规定期间对被检体的三维区域进行超声波扫描的扫描序列等的选择（步骤 S1）。被输入、选择的各信息、条件等被自动存储于存储装置 29。

[0065] [整个规定期间的体数据的收集：步骤 S2]

[0066] 接下来，发送接收控制单元 31 将包含被检体的规定部位（作为诊断对象的血管等）的三维区域作为被扫描区域，在整个规定期间执行实时三维超声波扫描（四维扫描），并取得与该规定期间的各时相对应的三维超声波数据（步骤 S2）。

[0067] [表示造影剂的空间密度的第 1 体数据的生成：步骤 S3]

[0068] 接下来，图像生成单元 25 对于所取得的三维超声波数据，实施与来自造影剂的信号分量对应的谐波分量的提取处理、坐标变换、插值处理等，生成例如与图 3 所示的各时相 k ($k = 1, 2, \dots, n$) 对应的第 1 体数据（步骤 S3）。该第 1 体数据成为使用信号值（亮度值）表示各时相中的造影剂的空间密度（浓度）的数据。因此，能够通过解析时间序列的该第 1 体数据来把握作为被扫描区域的三维区域内的各位置的造影剂密度的时间变化。

[0069] [表示与造影剂有关的时间信息的第 2 体数据的生成：步骤 S4]

[0070] 接下来,图像生成单元 25 使用整个规定期间的第 1 体数据中的、与解析期间(规定期间中的、作为基于四维参量成像的解析对象的期间)对应的每一时相的第 1 体数据,生成表示与造影剂有关的时间信息的第 2 体数据(步骤 S4)。在此,所谓与造影剂有关的时间信息是指各位置的造影剂的到达时刻、信号值(或亮度值)的峰值时刻、Wash-In 时间、Wash-Out 时间等。

[0071] 另外,解析期间的开始时刻以及结束时刻可通过来自输入装置 13 的操作任意设定。另外,例如,也可以检测造影剂计时器的 ON(开启)时刻、破坏气泡的猝发的结束时刻、气泡进入(到达)某一对象的时刻等,并由装置自动开始解析期间等。

[0072] 另外,第 2 体数据以只生成与解析期间所对应的多个第 1 体数据相同(与第 1 各体数据的时相一致)的数量为前提。然而,并不限于此,例如,也可以将第 2 体数据设为单一的体数据。以下,按照每一种类的造影剂时间信息对在本步骤中生成的第 2 体数据进行说明。

[0073] (将造影剂时间信息作为造影剂的到达时刻时)

[0074] 首先,图像生成单元 25 使用与解析期间的各时相对应的多个第 1 体数据,生成关于各体素的解析期间的 TIC(Time Intensity Curve,时间强度曲线)。

[0075] 图 4 为表示关于某体素的整个解析期间的 TIC 的一例的图。图像生成部 25 使用所生成的关于各体素的解析期间中的 TIC 来观察各体素的亮度的时间变化,并使用体积比率与体积数对每一体素计算首次超过图 4 所示的预先设定的亮度的阈值的时刻 $T_{arrived}$ 。可以通过将该计算出的时刻作为体素的值来生成第 2 体数据。

[0076] 另外,在与解析期间的最初的时相对应的第 1 体数据中,针对亮度值从最初超过阈值的体素,也可以将体素值作为零或无值。其原因在于,这种体素的亮度值并不起因于来自气泡的信号,而是大多数起因于来自组织的信号。

[0077] 这样,在造影剂时间信息为造影剂的到达时刻时,也可以只作成和与解析期间对应的多个第 1 体数据的相同的数量。然而,例如只要有一个与解析期间内的最后时相对应的第 2 体数据,就可以把握关于各体素的解析期间的造影剂到达时刻。

[0078] (将造影剂时间信息作为亮度值成为峰值的峰值时刻时)

[0079] 首先,图像生成部 25 使用与解析期间的各时相对应的多个第 1 体数据,生成关于各体素的解析期间的 TIC。其次,图像生成单元 25 使用所生成的关于体素的解析期间的 TIC 观察各体素的亮度的时间变化,并对每一体素计算图 4 所示的亮度值成为最大(峰值)的时刻 T_{peak} 。可以通过将该计算出的时刻作为体素的值来生成第 2 体数据。

[0080] 这样,即使在与造影剂有关的时间信息为亮度值成为峰值的峰值时刻时,也可以作成和与解析期间对应的多个第 1 体数据相同的数量。然而,与到达时刻一旦求出就不会更新的情况相对地,在峰值时间时,在例如图 5 所示的时间序列下邻接的体积之间执行亮度值的大小比较运算 $f(k-1,k)$ (其中, $k = 1,2,\dots,n$),每当亮度超过过去的最大值时,就更新时间信息。严密地讲,亮度迎来峰值,如果一直观察到 Wash-Out 时间,则各体素中峰值时间只有一个。因此,只要有一个例如与解析期间内的最后的时相对应的第 2 体数据就能够把握关于各体素的解析期间的造影剂的到达时刻。

[0081] (将造影剂时间信息作为造影剂的 Wash-In 时间时)

[0082] 如图 4 所示,将 Wash-In 时间定义为例如峰值时刻 - 到达时刻。此时,能够使用关

于解析期间的 TIC 观察各体素的亮度的时间变化,并对每一体素确定亮度值超过某阈值的时刻(到达时刻)和成为最大(峰值)的时刻,并计算关于各体素的 Wash-In 时间。可以通过将该计算出的时间(期间)作为体素的值来生成将与造影剂有关的时间信息作为造影剂的 Wash-In 时间时的第 2 体数据,作为例如单一的体数据。

[0083] (将与造影剂有关的时间信息作为造影剂的 Wash-Out 时间时)

[0084] 如图 4 所示,将 Wash-Out 时间定义为例如从一次迎来峰值的时刻(峰值时刻)到 TIC 在规定阈值以下的时刻的期间。另外, TIC 最好被拟合(Fitting)或平滑化(Smoothing)。此时,使用解析期间的 TIC 观察各体素的亮度的时间变化,并对每一体素计算从亮度值变为最大(峰值)的时刻到变为规定阈值以下的时刻的期间。可以通过将该计算出的时间(期间)作为体素的值来生成将与造影剂有关的时间信息作为造影剂的 Wash-Out 时间时的第 2 体数据作为例如单一的体数据。

[0085] 另外,在以上所述的和与各种造影剂有关的时间信息有关的第 2 体数据的生成中,是以相同体素为相同位置这样的前提的处理。然而,实际上无论怎样牢固地保持探头,由于手活动、患者的呼吸带来的运动,因此很难完全固定住。因此,使用例如日本特开 2007-330764 中记载的运动修正技术修正装置进行的连续体积之间的位置,偏移在实际的检查中使用该方法时,是非常有用的。

[0086] [表示各位置的造影剂特征量的第 3 体数据的生成:步骤 S5]

[0087] 接下来,图像生成单元 25 使用与解析期间对应的每一时相的第 1 体数据,生成针对被扫描区域的每一位置表示解析期间的造影剂特征量的第 3 体数据(步骤 S5)。在此,所谓解析期间的造影剂特征量是指关于解析期间的各位置的信号值(亮度值)的最大值、最小值、平均值等。

[0088] 例如,为了观察血管形态而追踪气泡,因此作为解析期间的造影剂特征量,假设使用信号值(亮度值)的最大值的情况。此时,图像生成单元 25 使用与解析期间对应的每一时相的第 1 体数据,针对空间位置对应的各体素,通过执行在时间方向上保持最大值(temporal maxhold)(例如,例如在如图 6 所示的在时间序列下邻接的体积之间逐次执行亮度值的最大值(大小)比较运算 $\text{Max}(k-1, k)$ (其中, $k = 1, 2, \dots, n$),每当亮度超过过去最大值就更新时间信息),生成第 3 体数据。

[0089] 另外,在这样使用信号值(亮度值)的最大值时,第 3 体数据也可以只是与解析期间的最终时相对应的单一的数据。然而,在只采用最终的单一数据时,在最晚着染的灌注(perfusion)中埋有最早着染的肿瘤血管/动脉血管,血管有可能不能很好地观察到。因此,第 3 体数据最好只作成和与解析期间的各时相对应的多个第 1 体数据相同的数量。

[0090] [使用第 2、第 3 体数据的投影图像的生成:步骤 S6]

[0091] 接下来,图像生成单元 25 使用第 2、第 3 体数据生成投影图像(步骤 S6)。

[0092] 图 7 为用于说明使用第 2、第 3 体数据的投影处理的图。另外,图 8 为表示在该投影处理中所使用的色彩映射的一例的图。图 8 的色彩映射针对各像素,根据时间与亮度值(明亮度)分配不同的色调。

[0093] 图像生成单元 25 对于第 3 体数据,通过如图 7 所示对各射线执行将深度方向作为视线方向的投影处理,且使用第 2 体数据与图 8 所示的色彩映射按每一位置选择与造影剂时间信息相应的色调,从而生成通过亮度值来表现三维区域的各位置的造影剂特征量、通

过色调来表现造影剂时间信息的投影图像（四维参量图像）。

[0094] 在此，在投影的范围内，在每一视线方向上（即每一射线方向）存在多个时间信息（换言之，添加与深度方向有关的信息）。和与这种造影剂有关的时间信息对应的色相的分配可以通过例如与以下几种实施例相关的方法来表现。

[0095] （方差值显示）

[0096] 与本实施例相关的方法是通过方差值来表现沿着视线方向存在多个的时间信息。例如，在肿瘤等血管相互交缠的部分，在深度方向上时间信息方差大。另一方面，在不存在大血管，几乎为毛细血管的部分时，时间信息方差小。即，通过根据方差来改变颜色，从而能够表现染影均不均匀，包不包含很多血管等。

[0097] 图 9 为通过从视点跟前侧到里侧绘制 (plot) 某一射线上存在的第 2 体数据的体素值取得的曲线图。在本实施例时，图像生成单元 25 如图 9 所示，针对每一射线计算第 2 体数据的体素的体素值的方差，并分配与所取得的方差值对应的色调。

[0098] 另外，在深度范围内例如有其他脏器时，考虑方差值不必要地变大。因此，可以说投影范围的设定是重要的。投影范围的优化能够通过后述的方法来实现。

[0099] （平均值显示）

[0100] 与本实施例相关的方法是通过平均值来表现沿着视线方向存在多个的时间信息。即，图像生成单元 25 针对每一射线计算第 2 体数据的体素的体素值的平均值，并分配与所取得的平均值相应的亮度值。

[0101] （到达时刻显示）

[0102] 与本实施例相关的方法是以到达时刻为基准来表现沿着视线方向存在多个的时间信息。例如，图像生成单元 25 如图 10 所示，通过找到到达时刻成为最小值（其中，除去时间信息 = 0 的情况）的体素，在该到达时刻决定色调，并根据第 1 体数据决定与该体素对应的位置的亮度值，从而执行投影处理。

[0103] （峰值时刻显示）

[0104] 与本实施例相关的方法是以峰值时刻（最大值）为基准来表现沿着视线方向存在多个的时间信息。例如，图像生成单元 25 如图 11 所示，通过找到成为峰值时刻的体素，在该到达时刻决定色调，并根据第 1 体数据决定与该体素对应的位置的亮度值，从而执行投影处理。另外，在峰值时刻存在多个时，设位于跟前侧的体素的信息优先。

[0105] （其他）

[0106] 另外，除了上述各实施例之外，例如，也能够第 3 体数据中确定在深度方向上亮度值成为最大的体素（或成为最小的体素），并使用与该体素的位置对应的第 2 体数据中的体素的时间信息，选择色调。

[0107] （投影图像的显示：步骤 S7）

[0108] 所生成的投影图像在图像合成单元 27 中与规定的文字信息等合成，并以规定的形态被显示在监视器 14 上（步骤 S7）。

[0109] 接下来，针对本四维参量成像的变形例进行说明。

[0110] （变形例 1）

[0111] 在本四维参量成像中，在步骤 S6 的投影处理中，能够调整作为投影处理的对象的深度方向的数据的厚度（投影范围）。例如，根据用户的指示，显示所希望的断层图像。图

像生成单元 25 对以深度方向上显示的断层图像为中心的规定范围、从所显示的断层图像到画面里侧的规定范围、从所显示的断层图像到画面跟前侧的规定范围这样的情况,以所显示的断层图像为基准指定与深度方向有关的厚度(投影范围)。另外,该投影范围能够根据来自操作者的手动操作任意调整。

[0112] 通过这种结构,如果可设定投影范围,则用户可以非常简便地设定观察范围,与描出血管相关地通过增加厚度来改善。特别是在投影处理中采用方差表示时,当深度范围内例如有其他脏器时,方差值不必要地变大。因此,使用本方法,准确设定投影范围是有效的。

[0113] (实施例 2)

[0114] 在本四维参量成像中,在步骤 S6 的投影处理中,能够根据造影剂信息选择(变更/调整)作为投影处理对象的体素。例如,也能够通过对第 2 体数据实施阈值处理,选择性地显示造影剂时间信息中的时间上早的、晚的体素。例如,可以根据来自用户的指示对造影剂时间信息设置规定的阈值,并通过使用该阈值的阈值处理排除不需要的体素,并投影显示第 2 体数据。

[0115] (变形例 3)

[0116] 在本四维参量成像中,在步骤 S6 的投影处理中,也能够为了在第 1、第 2、第 3 体数据的整个范围内涵盖作为投影处理的对象的深度方向的数据的厚度(投影范围)。

[0117] 例如,如图 12 所示在深度方向上通过等幅地将第 1、第 2、第 3 体数据分割为子体数据 $V_{s1} \sim V_{sn}$,并将各子体数据作为投影范围执行步骤 S6 的投影处理。子体数据的分割幅度能够通过来自操作者的手动操作任意设定。

[0118] 另外,如图 13 所示在深度方向上将第 1、第 2、第 3 体数据分割为分别具有任意宽度的子体数据 $V_{s1} \sim V_{sn}$,并将各子体数据作为投影范围执行步骤 S6 的投影处理。各子体数据的宽度能够通过来自操作者的手动操作任意设定。

[0119] 进而,如图 14 所示在深度方向上将第 1、第 2、第 3 体数据分割为一部分重复的子体数据 $V_{s1} \sim V_{sn}$,并将各子体数据作为投影范围执行步骤 S6 的投影处理。另外,同图的斜线部分示出了邻接的子体数据的重复区域。重复宽度能够通过来自操作者的手动操作任意设定。

[0120] 这些情况下,投影图像只生成与各子体数据对应的数量。因此,在步骤 S7 中,单独显示或多视图(Multi View)显示与各子体数据对应的各投影图像。

[0121] 通过这种结构,可以使第 1、第 2、第 3 体数据的整体影像化。因此,无需剔除对图像诊断有意义的区域,就可通过四维参量成像进行影像化。

[0122] (效果)

[0123] 通过以上所述的结构,在造影成像中,使用整个规定期间的与上述三维区域有关的超声波数据,生成反映规定期间的各时相的造影剂(气泡)的空间密度的第 1 体数据。另外,使用该规定期间的每一时相的第 1 体数据,生成表示三维区域的各位置的造影剂时间信息的第 2 体数据与表示三维区域的各位置的造影剂特征量的第 3 体数据。并且,使用所生成的第 2 体数据以及第 3 体数据,生成通过亮度值来表现三维区域的各位置的造影剂特征量、且通过色调来表现造影剂时间信息的三维图像,并以规定的形态加以显示。因此,可以适当处理与深度方向有关的时间信息,可以高视觉识别度简单地观察动态的血流变化、微细血管构筑等的信息。

[0124] 另外,针对时间信息,能够根据需要选择到达时刻、峰值时刻、Wash-In 时间、Wash-Out 时间等。进而,另外,针对投影方法,可以根据需要选择以方差值、到达时刻为基准等。因此,用户可以根据状况来设定所希望的参数,可以实现自由度高的四维参量成像。进而,通过调整投影范围使例如其他脏器不进入其中,从而可以实现适宜的四维参量成像。

[0125] 另外,本发明并不限于上述实施方式本身,在实施阶段在不脱离其要旨的范围内可以使构成要素变形并具体化。作为具体的变形例例如如下。

[0126] (1) 与本实施方式相关的各功能也可以通过将执行该处理的程序安装在工作站等的计算机上,并在存储器上将这些程序展开来实现。此时,可使计算机执行该方法的程序可以存储至磁盘(软盘(floppy(注册商标)disk)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等存储介质上并加以发布。

[0127] (2) 在上述实施方式中,示出了使用由体素数据构成的体数据执行四维参量成像处理的例子。然而,并不拘泥于该例子,也可以使用由原始数据构成的体数据执行四维参量成像处理。

[0128] 另外,通过适宜地组合上述实施方式中公开的多个构成要素,可以形成各种发明。例如,也可以从实施方式所示的所有构成要素中减掉几个构成要素。进而,也可以适宜组合不同实施方式中的构成要素。

[0129] 以上说明了特定的实施方式,但这些实施方式仅以例子的方式提出,而并不用于限制本发明的范围。实际上,这里所述的新颖实施方式能够以各种其它形式具体实施,而且,在不脱离本发明的精神的情况下,可以对这里所述的实施方式的形式进行各种省略、替换和改变。所附的权利要求及其等同方案意在覆盖落入本发明的范围和精神内的上述形式或变形。

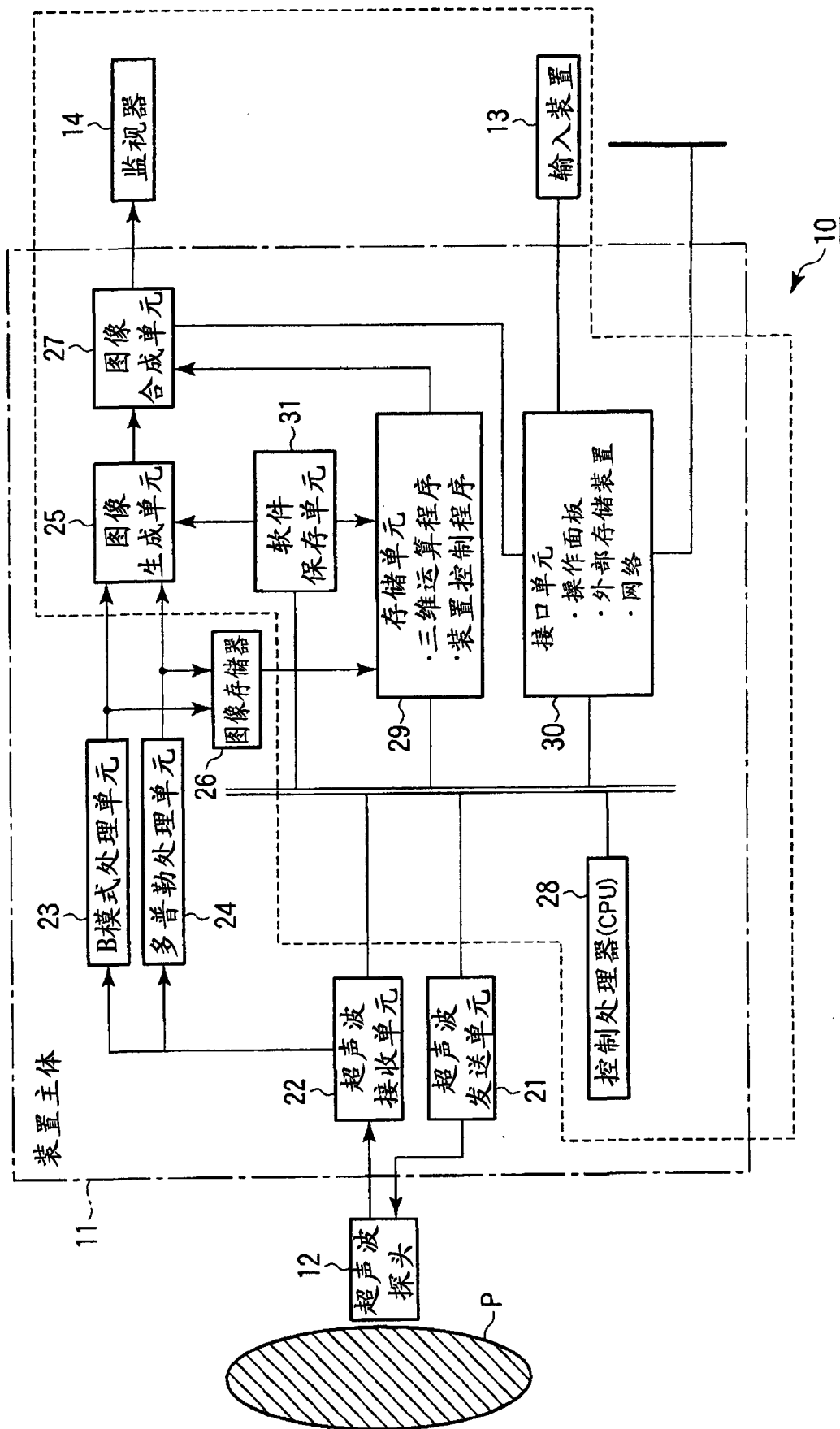


图 1

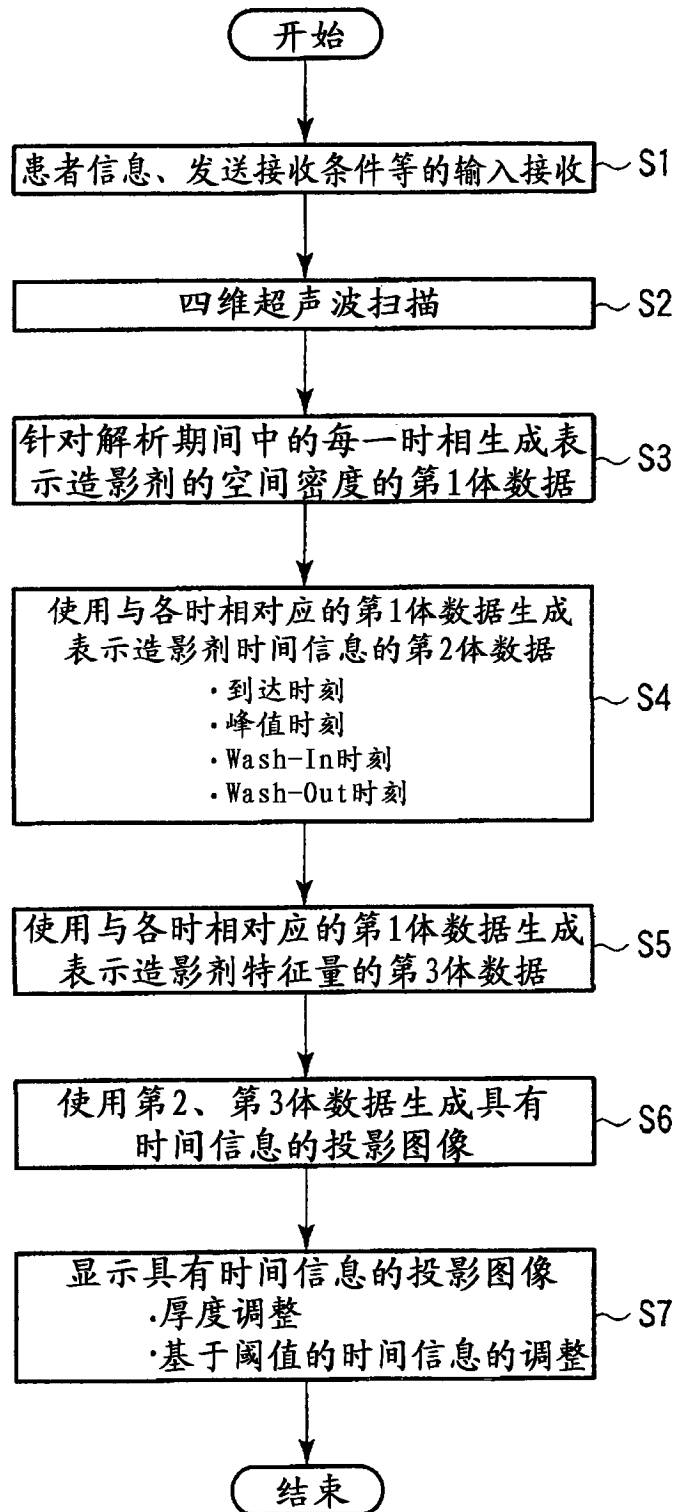


图 2

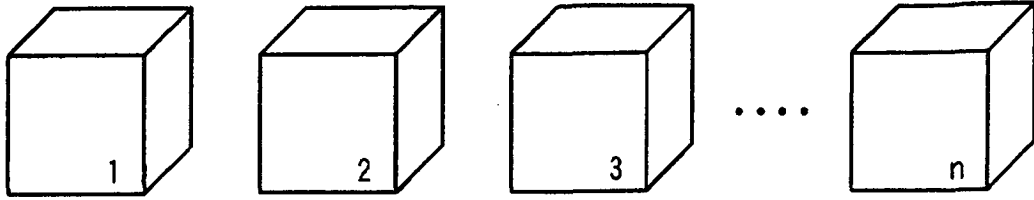


图 3

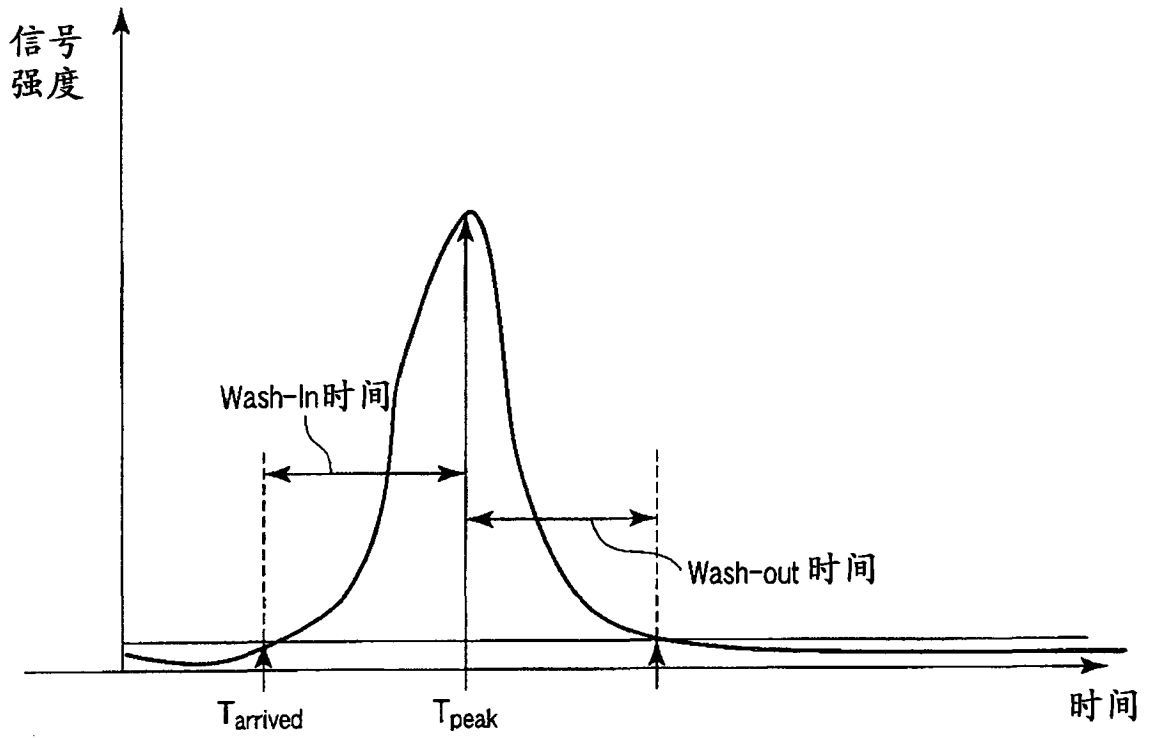


图 4

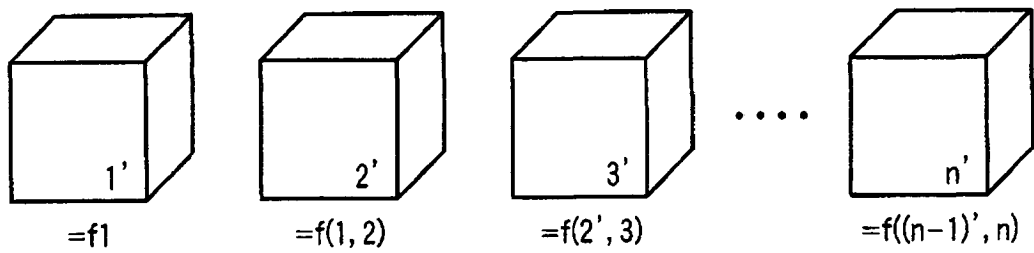


图 5

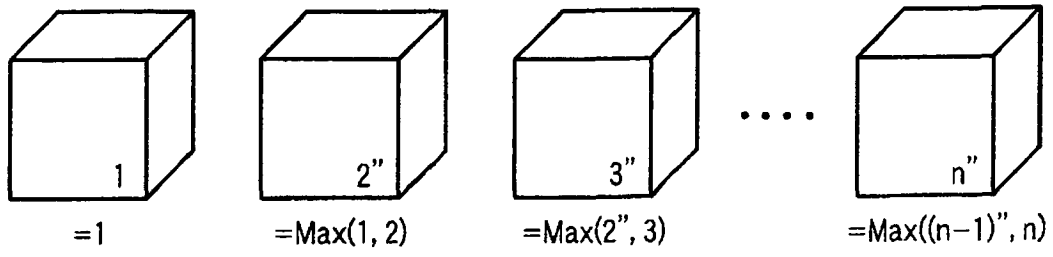


图 6

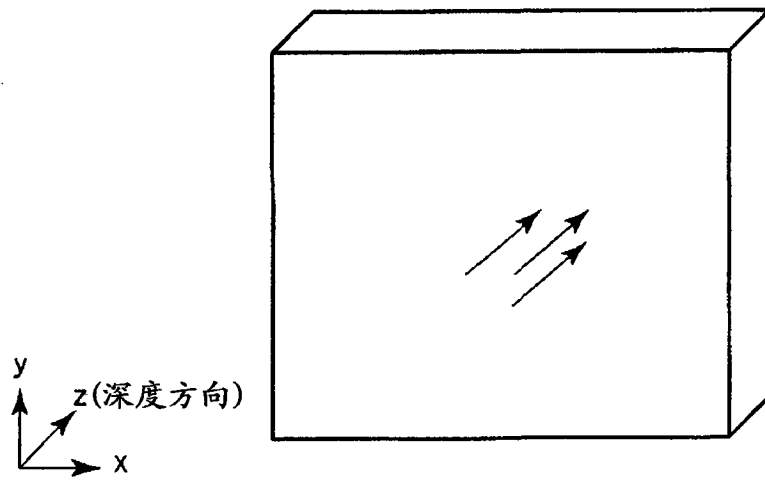


图 7

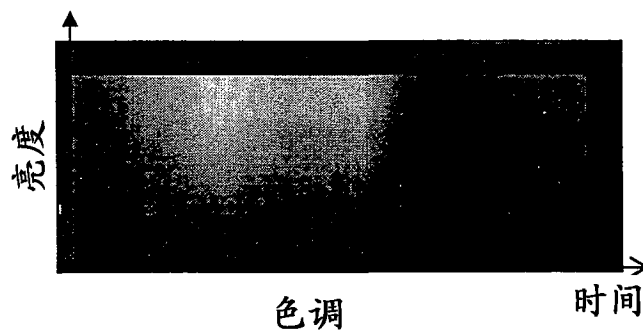


图 8

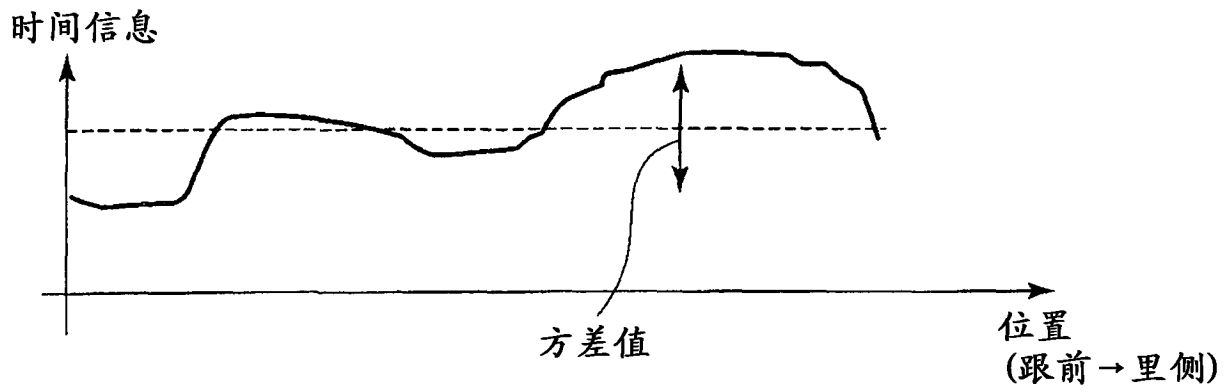


图 9

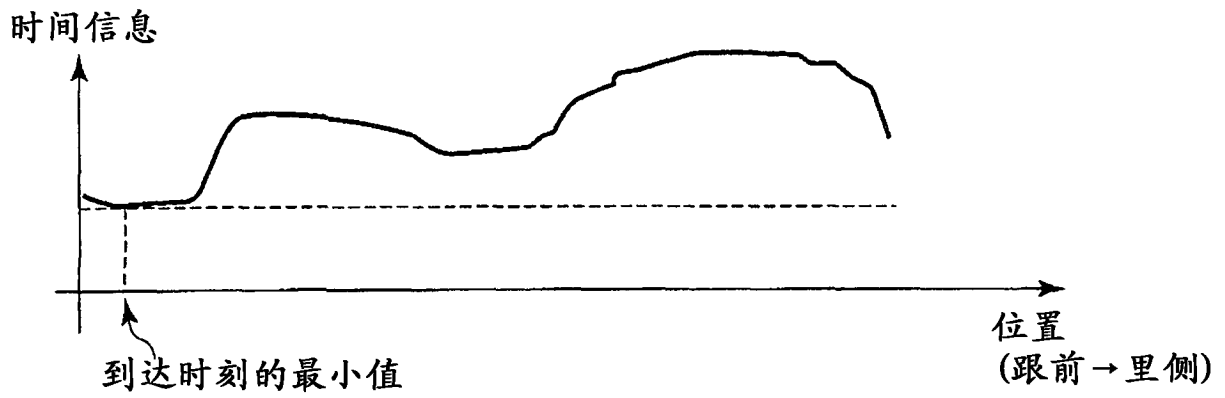


图 10

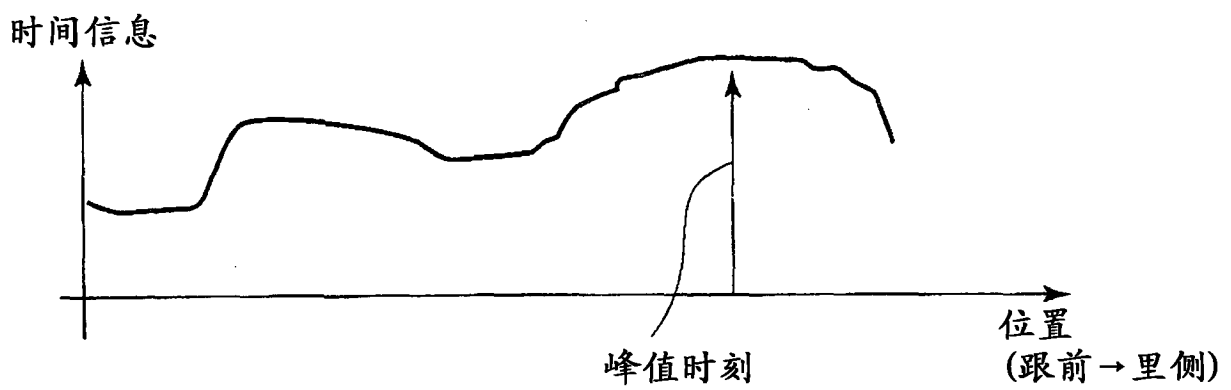
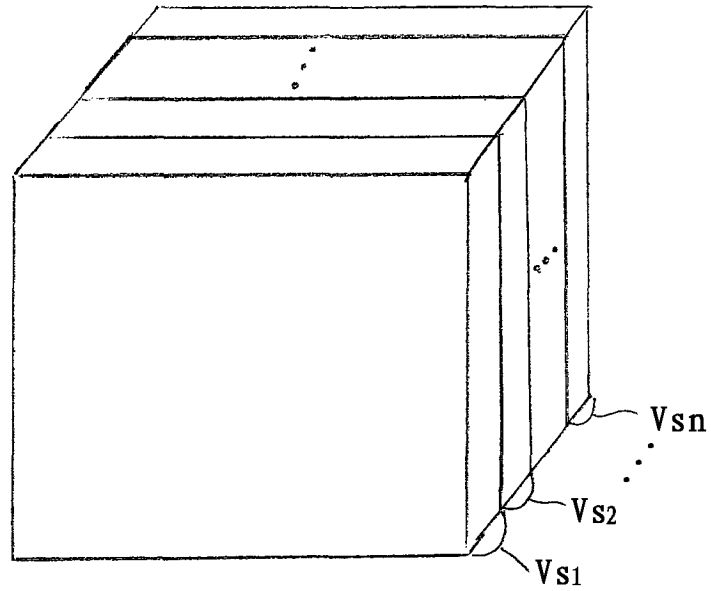
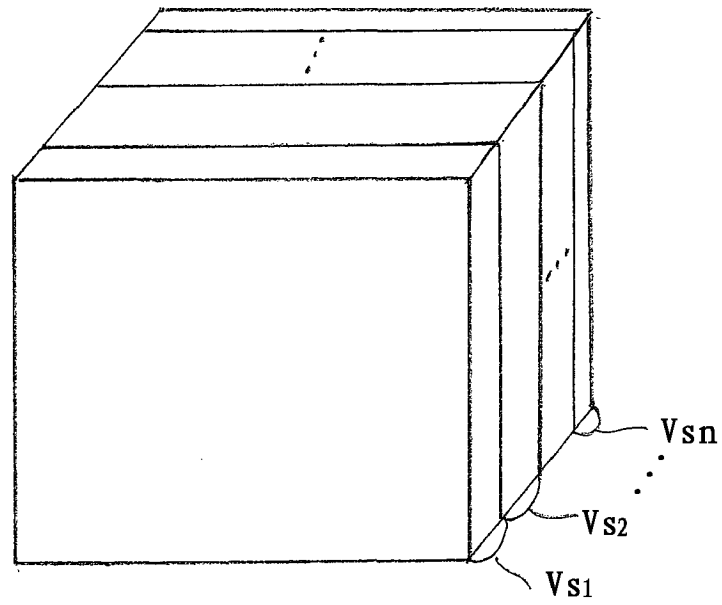


图 11



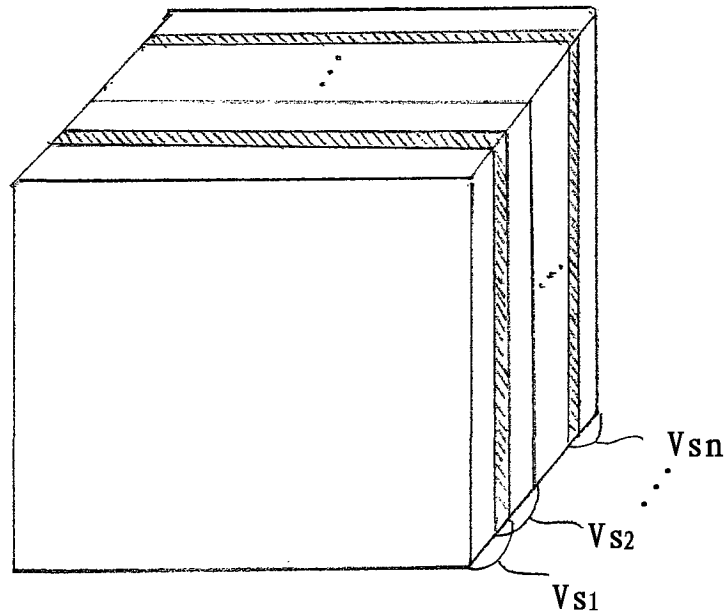
第1、第2或第3体数据

图 12



第1、第2或第3体数据

图 13



第1、第2或第3体数据

图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置		
公开(公告)号	CN102247171A	公开(公告)日	2011-11-23
申请号	CN201110077531.7	申请日	2011-03-30
[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	吉田哲也 久我衣津纪		
发明人	吉田哲也 久我衣津纪		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/463 A61B8/483 G01S15/8993 A61B8/481 G01S7/52071 A61B8/461 A61B8/466		
优先权	2010078909 2010-03-30 JP		
其他公开文献	CN102247171B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种通过四维成像，可高视觉识别度简单地观察动态的血流变化、微细的血管构筑等信息的超声波诊断装置、超声波图像处理装置以及医用图像诊断装置。该装置包括：数据取得单元，在整个规定期间用超声波扫描投入了造影剂的被检体内的三维区域，并在上述整个规定期间取得与上述三维区域有关的超声波数据；体数据生成单元，使用上述规定期间内的整个解析期间的与上述三维区域有关的超声波数据生成上述解析期间的各时相中的第1体数据，并生成表示关于上述解析期间的造影剂时间信息的第2体数据和表示上述解析期间的上述三维区域的各位置中的造影剂特征量的第3体数据；图像生成单元，使用上述第2体数据与上述第3体数据，生成投影图像。

