



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102144930 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 08

(21) 申请号 201110035739. 2

(22) 申请日 2011. 02. 01

(30) 优先权数据

023302/2010 2010. 02. 04 JP

291307/2010 2010. 12. 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

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐冰冰 黄剑锋

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101408976 A, 2009. 04. 15, 权利要求 1, 9, 说明书第 22 页第 2 段—3 段, 第 23 页第 2 段.

CN 1627324 A, 2005. 06. 15, 全文.

CN 1864633 A, 2006. 11. 22, 全文.

CN 101478917 A, 2009. 07. 08, 全文.

审查员 张宇

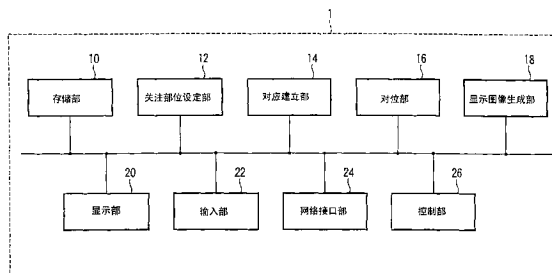
权利要求书4页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

图像处理装置、超声波诊断装置、以及图像处理方法

(57) 摘要

图像处理装置、超声波诊断装置、以及图像处理方法。本发明能够容易比较相互不同的时间序列的图像数据中含有的相同部分。图像处理装置具有存储部、设定部、对应建立部和对位部。存储部存储跨越一定期间的时间序列的二维或三维的第一图像数据和第二图像数据。设定部针对所述一定期间内的多个时相的各时相, 根据来自用户的指示或图像处理, 对所述第一图像数据设定第一关注部位, 对所述第二图像数据设定在解剖学上与所述第一关注部位大致相同的第二关注部位。对应建立部针对所述多个的时相的各时相, 将所述设定的第一关注部位和所述第二关注部位建立对应。对位部针对所述多个时相的各时相, 根据所述建立了对应的第一关注部位和第二关注部位的相对位置关系, 将所述第一图像数据和所述第二图像数据对位。



1. 一种图像处理装置,其特征在于,具有:

存储部,存储跨越一定期间的时间序列的二维或三维的第一图像数据和第二图像数据;

设定部,针对所述一定期间内的多个时相的各时相,根据来自用户的指示或图像处理,对所述第一图像数据设定第一关注部位,对所述第二图像数据设定在解剖学上与所述第一关注部位相同的第二关注部位;

对应建立部,根据关于所述多个时相中的特定时相的所述第一关注部位的位置和所述第二关注部位的位置,将关于所述多个时相中的所述特定时相以外的剩余时相的所述第一关注部位和所述第二关注部位建立对应;和

对位部,针对所述多个时相的各时相,根据所述建立了对应的第一关注部位和第二关注部位的相对位置关系,将所述第一图像数据和所述第二图像数据对位。

2. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,还具有:

生成部,基于所述被对位的第一图像数据和第二图像数据,分别生成第一显示图像数据和第二显示图像数据;和

显示部,动态图像显示所述第一显示图像数据和所述第二显示图像数据。

3. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部并排或重叠地显示所述第一显示图像数据和所述第二显示图像数据。

4. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述第一图像数据和所述第二图像数据为体数据。

5. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述第一图像数据为负荷超声前通过超声波诊断装置收集的体数据,所述第二图像数据为负荷超声后通过超声波诊断装置收集的体数据。

6. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述第一图像数据或所述第二图像数据为关于通过壁运动解析算出的壁运动信息的空间分布的体数据。

7. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述第一图像数据或所述第二图像数据为通过 X 射线诊断装置生成的 X 射线造影图像的数据。

8. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述第一图像数据和所述第二图像数据的至少一方为通过 MPR 处理生成的图像以及通过体绘制生成的图像的至少一方。

9. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述多个时相为所述一定期间内的全部时相。

10. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述设定部,针对所述多个时相中的至少一个特定时相,根据来自用户的指示对所述第一图像数据设定所述第一关注部位,对所述第二图像数据设定所述第二关注部位。

11. 如权利要求 10 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述特定时相的所述第一关注部位以及所述第二关注部位,通过用户在所述第一图像数据以及所述第二图像数据上分别指定多个特征点来设定。

12. 如权利要求 10 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述设定部,根据所述特定时相中的所述第一关注部位的位置和所述第二关注部位的位置,将所述第一关注部位和所述第二关注部位的像素值分布作为模板,进行模板匹配处理,从而将关于所述剩余时相的所述第一关注部位和所述第二关注部位建立对应。

13. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述特定时相包含多个特定时相,

通过对由所述多个特定时相指定的所述第一关注部位的位置和所述第二关注部位的位置进行位置内插,将关于所述剩余时相的所述第一关注部位和所述第二关注部位建立对应。

14. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述图像处理为内插、外插、自动识别以及追踪处理的至少一个。

15. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述多个时相的各时相,根据用户在心电图上指定的时相来设定。

16. 如权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述设定部,在所述第一图像数据和所述第二图像数据的时间分辨率不同的情况下,通过内插或外插算出不足的时相中的第一关注部位的位置或第二关注部位的位置。

17. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部,根据所述第一图像数据中的所述第一关注部位和所述第二图像数据中的所述第二关注部位之间的相对位置关系,使所述第一显示图像数据中的所述第一关注部位的大小和所述第二显示图形数据中的所述第二关注部位的大小一致。

18. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部,将所述第一显示图像数据的第一显示截面固定,使所述第二显示图像数据的第二显示截面追随所述第一显示截面,动态图像显示所述第一显示图像数据和所述第二显示图像数据。

19. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述第一显示图像数据为,根据由超声波诊断装置生成的壁运动体数据,通过体绘制而生成的功能图像数据,

所述第二显示图像数据为,根据由 X 射线计算机断层拍摄装置生成的 CT 体数据,通过体绘制而生成的形态图像数据,

所述显示部在所述形态图像数据上重叠显示所述功能图像数据。

20. 如权利要求 19 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部将所述功能图像数据含有的壁运动异常区域与所述形态图像数据重叠显示。

21. 如权利要求 20 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部,将包含在所述形态图像数据中的、且在解剖学上通过所述壁运动异常区域的特定的血管区域强调显示。

22. 如权利要求 21 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部,通过与所述形态图像数据中含有的其他血管区域不同的颜色、亮度或色度显示所述特定的血管区域。

23. 如权利要求 21 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部使所述特定的血管区域闪烁。

24. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述第一显示图像数据为,根据由超声波诊断装置生成的壁运动体数据,通过 MPR 处理而生成的多截面的功能图像数据,

所述第二显示图像数据为,根据由 X 射线计算机断层拍摄装置生成的 CT 体数据,通过 MPR 处理而生成的多截面的形态图像数据,

所述显示部,在所述多截面的形态图像数据上分别重叠显示所述多截面的功能图像数据。

25. 如权利要求 24 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述多截面的功能图像数据的截面位置和所述多截面的形态图像数据的截面位置,设定为心尖部、中间部以及心基部。

26. 如权利要求 25 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部,并排动态图像显示关于所述心尖部的功能图像数据和形态图像数据的重叠图像、关于所述中间部的功能图像数据和形态图像数据的重叠图像数据、以及关于所述心基部数据的功能图像数据和形态图像数据的重叠图像数据。

27. 如权利要求 26 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部,将所述形态图像数据中含有的血管区域中的特定的血管区域强调显示。

28. 如权利要求 26 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部,将所述形态图像数据中含有的、且在解剖学上通过所述壁运动异常区域的特定的血管区域强调显示。

29. 如权利要求 26 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述显示部,将所述形态图像数据中含有的血管区域中的特定的血管区域的周边区域强调显示。

30. 如权利要求 2 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述第一显示图像数据为,根据由超声波诊断装置生成的壁运动体数据,通过体绘制生成的功能图像数据,

所述第二显示图像数据为由 X 射线诊断装置生成的 X 射线造影图像数据,

所述显示部,动态图像显示所述功能图像数据和所述 X 射线造影图像数据的重叠图像数据。

31. 如权利要求 30 所述的图像处理装置,其特征在于:

所述功能图像数据包括:通过在心脏区域外侧所设定的视点位置对所述壁运动体数据进行体绘制而生成的第一功能图像数据;和通过在所述心脏区域内侧所设定的视点位置对所述壁运动体数据进行体绘制而生成的第二功能图像数据,

所述显示部,并排动态图像显示所述第一功能图像数据和所述 X 射线造影图像数据的第一重叠图像数据、以及所述第二功能图像数据和所述 X 射线造影图像数据的第二重叠图像数据。

32. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

超声波探头,向被检体的检查部位发送超声波,接收由所述被检体反射的超声波,生成

对应于所述被接收的超声波的回波信号；

生成部，基于所述回波信号，生成二维或三维时间序列的超声波图像数据；

存储部，关于所述被检体的所述检查部位，存储通过医用图像诊断装置生成的二维或三维时间序列的医用图像数据；

设定部，根据来自用户的指示或图像处理，针对一定期间内的多个时相的各时相，对所述时间序列的超声波图像数据设定第一关注部位，对所述时间序列的医用图像数据设定在解剖学上与所述第一关注部位相同的第二关注部位；

对应建立部，根据关于所述多个时相中的特定时相的所述第一关注部位的位置和所述第二关注部位的位置，将关于所述多个时相中的所述特定时相以外的剩余时相的所述第一关注部位和第二关注部位建立对应；和

对位部，根据所述建立了对应的第一关注部位和第二关注部位的相对位置关系，按时相将所述时间序列的超声波图像数据和所述时间序列的医用图像数据对位。

33. 如权利要求 32 所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述时间序列的超声波图像数据与通过壁运动解析算出的壁运动信息的空间分布有关。

34. 一种图像处理方法，其特征在于：

根据来自用户的指示或图像处理，针对一定期间内的多个时相的各时相，对二维或三维时间序列的第一图像数据设定第一关注部位，对二维或三维时间序列的第二图像数据设定在解剖学上与所述第一关注部位相同的第二关注部位；

根据关于所述多个时相中的特定时相的所述第一关注部位的位置和所述第二关注部位的位置，将关于所述多个时相中的所述特定时相以外的剩余时相的所述第一关注部位和第二关注部位建立对应；

根据所述建立了对应的第一关注部位和第二关注部位的相对位置关系，按时相将所述时间序列的第一图像数据和所述时间序列的第二图像数据对位。

图像处理装置、超声波诊断装置、以及图像处理方法

[0001] 相关专利的交叉引用

[0002] 本申请基于并要求 2010 年 2 月 4 日提交的 No. 2010-023302 号日本专利申请的优先权以及 2010 年 12 月 27 日提交的 No. 2010-291307 号日本专利申请的优先权,其全部内容可以援用于此。

技术领域

[0003] 本实施方式涉及图像处理装置、超声波诊断装置、以及图像处理方法。

背景技术

[0004] 近年,出现了可以收集时间序列的体数据的模态。例如,通过超声波诊断装置进行的三维回波描记、腹部的四维回波描记,或者通过 X 射线计算机断层拍摄装置进行的心脏检查等相当于上述模态。存在想要将这样的相互不同的时间序列的体数据应用在负荷超声(stress echo)前后间、治疗前后间的图像比较,或者不同的模态间的图像比较这样的需要。但是,没有将不同的时间序列的体数据中含有的解剖学上的同一部位进行动态图像显示的技术。因此,发生了即使在某一时刻上图像显示了同一部位,但在其他时刻上没有图像显示同一部位的事态。因此,不能进行同一部位间的正确比较。

发明内容

[0005] 本实施方式的图像处理装置,具有:存储部,存储一定期间的时间序列的二维或三维的第一图像数据和第二图像数据;设定部,通过来自用户的指示或图像处理,针对于一定期间内的多个时刻的各时刻,相对于所述第一图像设定第一关注部位,相对于所述第二图像数据设定在解剖学上与所述第一关注部位大致相同的第二关注部位;对应建立部,针对于所述多个时刻的各时刻,将所述设定的第一关注部位和第二关注部位建立对应;对位部,针对于所述多个时刻的各时刻,根据被建立对应的第一关注部位和第二关注部位的相对位置关系,将所述第一图像数据和所述第二图像数据进行对位。

[0006] 其目的在于,提供一种可以容易地比较相互不同的时间序列的图像数据中包含的同一部分的图像处理装置,超声波诊断装置以及图像处理方法。

[0007] 发明的效果:

[0008] 能够提供一种可以容易地比较相互不同的时间序列的图像数据中包含的同一部分的图像处理装置,超声波诊断装置以及图像处理方法。

附图说明

[0009] 图 1 是表示本实施方式的图像处理装置的构成的图。

[0010] 图 2 是表示基于图 1 的控制部的控制进行的图像处理的典型流程的图。

[0011] 图 3 是用于说明图 2 的步骤 S7 ~ S9 中进行的、关于利用了内插的剩余时刻 θ_j 的设定处理、对应建立处理、以及对位处理的图。

[0012] 图4是用于说明图2的步骤S7~S9中进行的、关于利用了自动辨识(字典功能)的剩余时相 θ_j 的设定处理、对应建立处理、以及对位处理的图。

[0013] 图5是用于说明图2的步骤S7~S9中进行的、关于利用了追踪处理的剩余时相 θ_j 的设定处理、对应建立处理、以及对位处理的图。

[0014] 图6是用于说明图2的步骤S11中进行的、时间序列的壁运动图像数据和时间序列的CT图像数据的并排显示的图。

[0015] 图7是表示图1的显示部中进行的、时间序列的三维壁运动图像数据和时间序列的三维冠动脉图像数据的重叠显示的一例的图。

[0016] 图8是表示图1的显示部中进行的、通过壁运动异常区域的血管区域R3的强调显示的一例的图。

[0017] 图9是表示图1的显示部中进行的、多截面的时间序列的壁运动图像数据和多截面的时间序列的冠动脉图像数据的重叠显示的一例的图。

[0018] 图10是表示图1的显示部中进行的、时间序列的三维壁运动图像数据和时间序列的X射线造影图像数据的重叠显示的一例的图。

[0019] 图11是表示本实施方式的变形例的超声波诊断装置的构成的图。

[0020] 附图标记说明

[0021] 1:图像处理装置

[0022] 10:存储部

[0023] 12:关注部位设定部

[0024] 14:对应建立部

[0025] 16:对位部

[0026] 18:显示图像生成部

[0027] 20:显示部

[0028] 22:输入部

[0029] 24:网络接口部

[0030] 26:控制部

具体实施方式

[0031] 本实施方式的图像处理装置具有存储部、设定部、对应建立部、以及对位部。存储部存储跨越一定期间的时间序列的二维或三维的第一图像数据和第二图像数据。设定部通过来自用户的指示或图像处理,针对于一定期间内的多个时相的各时相,相对于所述第一图像设定第一关注部位,相对于所述第二图像数据设定在解剖学上与所述第一关注部位大致相同的第二关注部位。对应建立部针对于所述多个时相的各时相,将所述设定的第一关注部位和第二关注部位建立对应。对位部针对于所述多个时相的各时相,根据被建立对应的第一关注部位和第二关注部位的相对位置关系,将所述第一图像数据和所述第二图像数据进行对位。

[0032] 下面,参照附图说明本实施方式的图像处理装置、超声波诊断装置、以及图像处理方法。图像处理装置是用于支援周期性运动的检查部位的动态图像上的观察的计算机装置。本实施方式的图像处理,可以适用于任何检查部位。但是为了具体地进行下面的说明,

将检查部位设定为律动地反复收缩和松弛的心脏。

[0033] 图 1 是表示本实施方式的图像处理装置 1 的构成的图。如图 1 所示,图像处理装置 1 具有存储部 10、关注部位设定部 12、对应建立部 14、对位部 16、显示图像生成部 18、显示部 20、输入部 22、网络接口部 16、以及控制部 26。

[0034] 存储部 10 存储关于同一被检验体的心脏的至少两个时间序列的图像数据。图像数据为二维图像数据、三维图像数据(体数据)。时间序列的图像数据是指,一定期间(1 心周期以上)内的多个时相的图像数据的集合。本实施方式的图像数据可以通过超声波诊断装置、X 射线计算机断层拍摄装置(X 射线 CT 装置)、X 射线诊断装置、磁共振图像装置、以及核医学诊断装置等现有的任何医用图像诊断装置生成的图像数据。以下,在本实施方式中,为了说明简单,将时间序列的图像数据设为体数据。另外,时间序列的体数据设为两种,将一种时间序列的体数据称为第一体数据,将另一种时间序列的体数据称为第二体数据。存储部 10 将各时间序列的体数据与表示各时相的代码关联地存储。另外,存储部 10 存储通过控制部 26 执行的图像处理程序。

[0035] 关注部位设定部 12,针对一定期间的多个时相的各时相,对关于大致同一时相的第一体数据和第二体数据分别设定在解剖学上的同一关注部位。换言之,关注部位设定部 12 按时相对时间序列的第一体数据设定第一关注部位,对时间序列的第二体数据设定在解剖学上与第一关注部位相同的第二关注部位。各关注部位,可以通过用户经由输入部 22 进行手动指定,也可以通过图像处理进行特定。针对于至少一个时相,关注部位通过手动设定。针对之外剩余的时相(一定期间内的时相中没有被手动指定的时相),关注部位通过图像处理设定。

[0036] 对应建立部 14,根据特定时相的第一体数据的第一关注部位的位置和第二体数据的第二关注部位的位置,针对一定期间内的多个时相的各时相,将第一体数据的第一关注部位和第二体数据的第二关注部位建立对应。特定时相为通过手动指定进行了关注部位的设定的时相。对应建立处理,根据对应建立处理对象的时相为特定时相还是剩余的时相(没有通过图像处理进行关注部位设定的时相)而有所不同。这样地,对应建立部 14,按时相将时间序列的第一体数据的第一关注部位和时间序列的第二体数据的第二关注部位建立对应。

[0037] 对位部 16,将被建立了对应的各时相的第一体数据和第二体数据进行对位。即对位部 16,针对多个时相的各时相,根据被建立对应的第一关注部位和第二关注部位的相对位置关系,将第一体数据和第二体数据对位。这样地,对位部 16 根据时间序列的第一体数据含有的第一关注部位和时间序列的第二体数据含有的第二关注部位的相对位置关系,按时相,将时间序列的第一体数据和时间序列的第二体数据对位。

[0038] 图像生成部 18,基于对位后的时间序列的第一体数据,生成关于第一关注部位的时间序列的第一显示图像数据。另外,图像生成部 18,基于对位后的时间序列的第二体数据,生成关于第二关注部位的时间序列的第二显示图像数据。

[0039] 显示部 20,将时间序列的第一显示图像数据和时间序列的第二显示图像数据并列或重叠地动态图像显示在显示设备。作为显示设备,可以采用例如 CRT 显示器、液晶显示器、有机 EL 显示器、等离子体显示器等。

[0040] 输入部 22,根据用户对输入设备的操作进行的指示,进行图像处理的开始指示、关

注部位的指定指示等。作为输入设备,例如,采用键盘、鼠标、各种按钮、触摸面板等。

[0041] 网络接口部 24,经由未图示的医用图像诊断装置、图像服务器和网络进行各种图像数据的收发。

[0042] 控制部 26 具有作为图像处理装置 1 的中枢的功能。具体地,控制部 26 从存储部 10 读出用于执行关注部位的建立时间序列对应处理的图像处理程序并展开到自身具有的存储器中,根据展开的图像处理程序控制各部。

[0043] 下面,具体说明本实施方式的图像处理装置 1 的动作。为了具体地进行下面的动作说明,将第一体数据设定为由超声波诊断装置生成的关于壁运动信息的体数据(以下称为壁运动体数据)。壁运动体数据众所周知地通过以下的方法生成。首先,超声波诊断装置经由超声波探头利用超声波对被检体的心脏反复三次扫描,生成时间序列的超声波体数据。然后,超声波检测装置,通过三维斑点追踪从生成的时间序列的超声波体数据内抽取心肌区域。之后,超声波诊断装置,对抽取的心肌区域进行壁运动解析,计算壁运动信息。超声波诊断装置,通过将计算出的壁运动信息分配给体素,生成壁运动体数据。另外,壁运动信息是指,例如,心肌的规定方向的位移、位移率、失真、失真系数、移动距离、速度、速度斜度等参数。壁运动体数据,表示这些壁运动信息的空间分布。

[0044] 另外,将第二体数据设定为由 X 射线 CT 装置生成的关于冠动脉的体数据(以下称为 CT 体数据)。X 射线 CT 装置利用 X 射线对被注入了造影剂的冠动脉进行反复扫描,生成时间序列的 CT 体数据。

[0045] 以下,为了说明的便易,将初期时相标记为“ $\theta 1$ ”,将末期时相标记为“ θn ”(n 为 2 以上的整数)。n 是指从初期时相 $\theta 1$ 开始的第 n 个时相。一般地,时间序列的壁运动体数据和时间序列的 CT 体数据的时间分辨率不同。典型地,时间序列的壁运动体数据与时间序列的 CT 体数据相比,时间分辨率高。但是,在本实施方式中,为了说明的简单,时间分辨率设定为相同。

[0046] 图 2 是表示基于控制部 26 的控制进行的图像处理的典型流程的图。如图 2 所示,用户经由输入部 22 进行了图像处理的开始指示后,控制部 26 从存储部 10 读出一定期间内的时间序列的壁运动体数据和时间序列的 CT 体数据(步骤 S1)。读出的时间序列的壁运动体数据和时间序列的 CT 体数据通过控制部 26 供给到关注部位设定部 12。

[0047] 进行了步骤 S1 后,控制部 26 使关注部位设定部 12 进行关注部位的设定处理(步骤 S2)。在步骤 S2 中,关注部位设定部 12 对关于大致相同的特定相 $\theta i (1 \leq i \leq n)$ 的壁运动体数据和 CT 体数据,分别设定在解剖学上大致相同的关注部位。在此,称对壁运动体数据设定的关注部位为壁运动关注部位,称对 CT 体数据设定的关注部位为 CT 关注部位。

[0048] 下面,具体说明关于步骤 S2 的设定处理。在步骤 S2 中,典型地,通过用户经由输入部 22 进行的手动指定设定关注部位。手动指定在显示在显示部 20 的显示图像上进行。例如,在基于壁运动体数据的壁运动显示图像上进行多个特征点的指定。该壁运动显示图像的截面设定在壁运动体数据的任意截面。特征点例如通过不在直线上的多个点例如三个点来指定。例如,在想要观察心肌运动的异常的情况下,特征点被指定为心肌运动的异常部位。通过用户指定了多个特征点后,关注部位设定部 12 将包含被指定的多个特征点的区域设定为壁运动关注部位。例如,将由被指定的多个特征点包围的区域设定为壁运动关注部位。在临床上关心的区域为图像内的缺血区域、病变区域等局部部位的情况下,多个特征点

设定为比较窄的范围。在临床上关心的区域跨越图像内的较宽范围的情况下,多个特征点遍及包围该临床上关心区域的周围的宽范围地被设定。该情况下,关注部位在图像上设定为较宽的范围。另外,被指定的特征点可以设定为壁运动关注部位。然后,与壁运动体数据内设定的多个特征点分别对应的多个对应点,用户经由输入部 22 在基于 CT 体数据的 CT 显示图像上指定。该 CT 显示图像的截面,设定为 CT 体数据内的任意截面。指定了多个对应点后,关注部位设定部 12 将包含被指定的多个对应点区域设定为 CT 关注部位。设定的壁运动关注部位和 CT 关注部位的位置与特定时相 θ_i 建立关联,供给到对应建立部 14。

[0049] 特定时相 θ_i ,可以通过用户经由输入部 22 任意指定。例如,在时间序列的壁运动体数据和时间序列的 CT 体数据与心电图数据建立关联的情况下,可以利用该心电图指定特定时相 θ_i 。例如,在显示部 20 显示的心电图上,通过用户经由输入部 22 指定特定时相 θ_i 。指定了时相 θ_i 后,控制部 26 将被指定的时相 θ_i 设定为特定时相 θ_i 。这样地,通过与心电图同步地指定特定时相 θ_i ,可以更正确地进行同一时相的检测。没有与心电图数据建立关联的情况下,例如,用户可以在动态图像上通过目视确认心脏瓣的开闭时机、收缩末期、扩张末期等,经由输入部 22 指定特定时相 θ_i 。

[0050] 进行了步骤 S2 后,控制部 26 使对应建立部 14 进行对应建立处理(步骤 S3)。在步骤 S3 中,对应建立部 14,将对关于特定时相 θ_i 的壁运动体数据和 CT 体数据分别设定的关注部位彼此建立对应。被建立对应的壁运动关注部位的位置和 CT 关注部位的位置相互建立关联而存储在存储部 10。

[0051] 进行了步骤 S3 后,控制部 26 使对位部 16 进行对位处理(步骤 S4)。在步骤 S4 中,对位部 16 基于相互建立对应的壁运动关注部位和 CT 关注部位的相对位置关系,算出关于特定时相 θ_i 的对位信息。对位部 16,根据算出的对位信息,对关于特定时相 θ_i 的壁运动体数据和 CT 体数据进行对位。对位信息,例如为壁运动关注部位和 CT 关注部位之间的相对位置、相对方向、相对比例尺。换言之,为连接壁运动关注部位和 CT 关注部位的矢量。更具体地,对位信息为从壁运动体数据向 CT 体数据的坐标变换式,或者为从 CT 体数据向壁运动体数据的坐标变换式。对位部 16,将算出的坐标变换式乘以壁运动体数据或 CT 体数据,由此,将壁运动体数据和 CT 体数据对位。

[0052] 进行了步骤 S4 后,控制部 26 对是否针对其他时相也通过手动指定来设定关注部位的指示进行待机(步骤 S5)。用户经由输入部 22 进行了内容为针对其他时相也指定关注部位的指示的情况下(步骤 S5: YES),再次返回步骤 S2。这样地,关于相互不同的多个特定时相 θ_i 的壁运动关注部位和 CT 关注部位反复建立对应、对位。多个特定时相 θ_i 可以时间上离散,也可以连续。

[0053] 在步骤 S5 中,用户经由输入部 22 针对其他时相进行了内容为不指定关注部位的指示时(步骤 S5: NO),控制部 26,判断在全时相 $\theta_1 \sim \theta_n$ 中是否进行了对位(步骤 S6)。在判断为在全时相 $\theta_1 \sim \theta_n$ 中进行了对位的情况下(步骤 S6: YES),控制部 26 进入到步骤 S10。

[0054] 另一方面,在步骤 S6 中,判断为存在没有对位的时相(剩余的时相 $\theta_j (1 \leq j \leq n, j \neq i)$)的情况下(步骤 S6: NO),控制部 26 使关注部位设定部 12 进行针对于剩余的特定相 θ_j 的关注部位的设定处理(步骤 S7)。在步骤 S7 中,关注部位设定部 12,基于步骤 S2 中设定的关于特定时相 θ_i 的壁运动体数据的壁运动关注部位的位置、形状,对关于剩

余的坐标 θ_j 的壁运动体数据设定壁运动关注部位。同样地,关注部位设定部 12,基于关于特定相 θ_i 的 CT 体数据的 CT 关注部位的位置、形状,对关于剩余的坐标 θ_j 的 CT 体数据设定 CT 关注部位。

[0055] 进行了步骤 S7 后,控制部 26 使对应建立部 14 进行针对剩余的时相 θ_j 的关注部位的对应建立处理(步骤 S8)。在步骤 S8 中,对应建立部 14,基于步骤 S7 中设定的壁运动关注部位和 CT 关注部位之间的相对位置关系,将关于剩余时相 θ_j 的壁运动关注部位和 CT 关注部位建立对应。

[0056] 进行了步骤 S8 后,控制部 26,使对位部 16 进行针对剩余的时相 θ_j 的关注部位的对位处理(步骤 S9)。在步骤 S9 中,对位部 16 基于在步骤 S8 中被建立对应的壁运动关注部位和 CT 关注部位之间的相对位置关系,将关于时相 θ_j 的壁运动体数据和 CT 体数据对位。下面,详细说明步骤 S6、S7 以及 S8 的处理。

[0057] 步骤 S6 中的设定处理、步骤 S7 中的对应建立处理、以及步骤 S8 中的对位处理有各种方法,大致分为三类。下面,分别对这三种方法进行说明。

[0058] 方法 1:(内插或外插)

[0059] 图 3 为用于说明关于利用了内插的剩余时相 θ_j 的设定处理、对应建立处理、以及对位处理的图。如图 3 所示,具体地,以时相 θ_1 、 θ_2 以及 θ_3 构成的时间序列的壁运动体数据 WV 和时间序列的 CT 体数据 CV 为例。另外,时相 θ_1 、 θ_2 以及 θ_3 的时间的前后关系为 $\theta_1 \rightarrow \theta_2 \rightarrow \theta_3$ 。

[0060] 在步骤 S2 中,在关于时相 θ_1 的壁运动体数据 WV1 中通过手动指定来设定壁运动关注部位 PW1,在关于时相 θ_1 的 CT 体数据 CV1 中通过手动指定来设定 CT 关注部位 PC1。在步骤 S3 中,时相 θ_1 中的部位 PW1 和部位 PC1 通过对应建立部 14 建立对应。建立对应的部位彼此(PW1、PC1)相互建立关联而存储在存储部 10。在步骤 S4 中,基于部位 PW1 和部位 PC1 的相对位置关系,通过对位部 16 计算出部位 PW1 和部位 PC1 的对位信息(例如,从部位 PC1 向部位 PW1 的矢量(相对位置以及方向))。另外,在时相 θ_3 中也是同样,在步骤 S2 中,通过手动指定来设定部位 PW3 和部位 PC3,在步骤 S3 中通过对应建立部 14 将部位 PW3 和部位 PC3 建立对应。然后,在步骤 S4 中通过对位部 16 算出部位 PW3 和部位 PC3 的对位信息(从部位 PC3 向部位 PW3 的矢量)。

[0061] 针对时相 θ_2 (剩余的时相),在步骤 S7 中通过内插来设定关注部位。首先,基于壁运动关注部位 PW1 的位置、壁运动关注部位 PW3 的位置以及从时相 θ_1 到 θ_3 的经过时间,通过内插计算出时相 θ_2 中的壁运动体数据 WV2 的壁运动关注部位 PW2 的候补位置。内插的方法可以是线性内插,也可以是样条内插、拉格朗日内插所代表的高次内插。在算出的候补位置,通过关注部位设定部 12 设定壁运动关注部位 PW2。同样地,时相 θ_2 中的 CT 体数据 CV2 的 CT 关注部位 PC2 也通过关注部位设定部 12 设定。另外,关注部位的候补位置的算出方法不限于内插。例如,也可以通过基于特定相 θ_1 中的关注部位的位置和从时相 θ_1 到时相 θ_2 的经过时间的外插,算出剩余时相的关注部位的位置。

[0062] 然后,在步骤 S8 中,通过对应建立部 14 将壁运动关注部位 PW2 和 CT 关注部位 PC2 建立对应。被建立对应的部位彼此(PW2, PC2)通过存储部 10 存储。在步骤 S9 中,基于部位 PW2 和部位 PC2 之间的矢量,通过对位部 16 算出从部位 PW3 向部位 PC3 的坐标变换式。对位部 16,将算出的坐标变换式乘以壁运动体数据 WV2,将壁运动体数据 WV2 和 CT 体数据

CV2 对位。由此,结束步骤 S9。

[0063] 这样地,在时相 θ_2 中通过内插设定关注部位、建立对应以及对位。对于其他的剩余时相也进行同样的处理。由此,针对一定期间内的特定时间 θ_1 以外的全部时间 θ_j ,将壁运动体数据和 CT 体数据对位。

[0064] 在上述的说明中,将时间序列的壁运动体数据和时间序列的 CT 体数据的时间分辨率设定为相同。但是,本实施方式并不限于此。在相互的时间分辨率不同的情况下,可以通过内插或外插由关注部位设定部 12 算出不足的时相中的关注部位的位置。

[0065] 方法 2:自动识别(字典功能)

[0066] 图 4 是用于说明关于利用了自动识别的剩余时间 θ_j 的设定处理、对应建立处理以及对位处理的图。另外,图 4 所示的标号的意思与图 3 所示的标号的意思相同。但是,在图 4 中,只在时间 θ_1 中进行了关注部位的手动指定。

[0067] 该方法,通过自动识别来特定剩余时间 θ_2 以及 θ_3 的关注部位,根据特定的关注部位进行设定处理、对应建立以及对位。该情况下,按各时间,针对壁运动体数据 WV 和 CT 体数据 CV 分别设定关注部位。

[0068] 具体地,在步骤 S7 中,关注部位设定部 12 将关于时间 θ_1 的壁运动关注部位 PW1 的像素值分布作为模板,对壁运动体数据 WV2 进行模板匹配处理,通过自动识别来特定关于时间 θ_2 的壁运动关注部位 PW2。同样地,关注部位设定部 12 将关于时间 θ_1 的 CT 关注部位 PC1 的像素值分布作为模板,对 CT 体数据 CV2 进行模板匹配处理,通过自动识别来特定关于时间 θ_2 的 CT 关注部位 PC2。例如,针对时间 θ_1 的壁运动体数据 WV1 和 CT 体数据 CV1,分别将心脏的瓣环部设定为关注部位。该情况下,针对 θ_2 ,在壁运动体数据 WV2 和 CT 体数据 CV2 中分别特定瓣环部。壁运动体数据 WV2 内的瓣环部通过关注部位设定部 12 设定为壁运动关注部位 PW2。CT 体数据 CV2 内的瓣环部,通过关注部位设定部 12 设定为 CT 关注部位 PC2。

[0069] 然后,在步骤 S8 中,通过对应建立部 14 将壁运动关注部位 PW2 和 CT 关注部位 PC2 建立对应。然后,在步骤 S9 中,根据部位 PW2 和部位 PC2 的位置关系(从部位 PC2 向部位 PW2 的矢量),通过对位部 16 将壁运动体数据 WV2 和 CT 体数据 CV2 对位。

[0070] 这样,在时间 θ_2 中,利用自动识别设定、建立对应以及对位关注部位后,针对下一时间 θ_3 进行同样的处理。该处理针对一定期间内的特定时间 θ_i 以外的全部时间 θ_j 反复进行。由此,针对于全部时间 θ_j 将壁运动体数据和 CT 体数据对位。

[0071] 方法 3:(追踪处理)

[0072] 图 5 是用于说明关于利用了追踪处理的剩余时间 θ_j 的设定处理、对应建立处理以及对位处理的图。另外,图 5 所示的标号的意思与图 3 所示的标号的意思相同。但是,在图 5 中,只在时间 θ_1 中进行了关注部位的手动指定。

[0073] 该方法是跨越时间序列的体数据对特定时间 θ_1 中对设定的关注部位进行追踪,根据被追踪的关注部位进行设定处理、对应建立处理以及对位处理的方法。该情况下,在剩余时间 θ_2 和时间 θ_3 中设定了关注部位后,进行对应建立处理和对位处理。

[0074] 具体地,首先,在步骤 S7 中,关注部位设定部 12,将关于时间 θ_1 的壁运动关注部位 PW1 的像素值分布作为模板,对壁运动体数据 WV2 和壁运动体数据 WV3 进行模板匹配处理,通过追踪对壁运动关注部位 PW2 和壁运动关注部位 PW3 进行特定。同样地,关注部位设

定部 12, 将关于时相 θ_1 的 CT 关注部位 PC1 的像素值分布作为模板, 对 CT 体数据 CV2 和 CT 体数据 CV3 进行模板匹配处理, 通过追踪对 CT 关注部位 PC2 和 CT 关注部位 PC3 进行特定。被特定的壁运动关注部位和 CT 关注部位通过关注部位设定部 12 设定为关注部位。

[0075] 然后, 在步骤 S8 中, 通过对应建立部 14 将壁运动关注部位 PW2 和 CT 关注部位 PC2 建立对应。同样地, 壁运动关注部位 PW3 和 CT 关注部位 PC3 被建立对应。在步骤 S9 中, 根据从部位 PC2 向部位 PW2 的矢量通过对位部 16 将壁运动体数据 WV2 和 CT 体数据 CV2 对位。同样地, 根据从部位 PC3 向 PW3 的矢量通过对位部 16 将壁运动体数据 WV3 和 CT 体数据 CV3 对位。

[0076] 这样地, 针对一定期间内的全部的剩余时相 θ_j , 利用追踪处理设定关注部位。之后, 各剩余的时相 θ_j 中的关注部位彼此被建立对应, 关于各剩余的时相 θ_j 的壁运动体数据和 CT 体数据被对位。

[0077] 以上, 结束对步骤 S7、S8 以及 S9 的处理的说明。在结束步骤 S9 的时刻, 按时相对时间序列的壁运动体数据和时间序列的 CT 体数据进行对位。

[0078] 一般地, 为了决定三维图像的平行移动、旋转、伸缩, 进行三点以上的对位。在该对位中利用最小平方方法等。

[0079] 在步骤 S6 中, 在判断为全部的时相 $\theta_1 \sim \theta_n$ 中进行了对位的情况下, 或者进行了步骤 S9 后, 控制部 26, 使显示图像生成部 18 进行图像生成处理 (步骤 S10), 在步骤 S10 中, 显示图像生成部 18 对对位的时间序列的壁运动体数据进行三维图像处理, 生成时间序列的壁运动图像数据。同样地, 显示图像生成部 18, 对对位的时间序列的 CT 体数据进行三维图像处理, 生成时间序列的 CT 图像数据。生成的时间序列的壁运动图像数据和时间序列的 CT 图像数据被对位。作为三维图像处理, 可以列举 MPR (multi planar reconstruction: 多平面重建) 处理、体绘制、面 (surface) 绘制、MIP (maximum intensity projection: 最大密度投影)、CPR (curved planar reconstruction: 曲面重建) 处理、SPR (stretched CPR) 处理等。

[0080] 进行了步骤 S10 后, 控制部 26 使显示部 20 进行显示处理 (步骤 S11)。在步骤 S11 中, 显示部 20 动态图像显示生成的时间序列的壁运动图像数据和时间序列的 CT 图像数据。作为显示方法, 大致分为并列显示和重叠显示。

[0081] 图 6 是用于说明时间序列的壁运动图像数据 WI 和时间序列的 CT 图像数据 CI 的并列显示的图。如图 6 所示, 在各时相 θ 中, 将壁运动图像 WI 数据的壁运动关注部位 PW 和 CT 图像数据 CI 的 CT 关注部位 PC 对位。因此, 在全部的时相 θ 中, 可以在图像上的同一位置显示壁运动关注部位 PW 和 CT 关注部位 PC。由此, 不会发生目前那样的在某一时刻显示同一部位但是在其他时相不显示同一部位的情况。

[0082] 作为本实施方式中的检查部位的心脏, 反复收缩和扩张地在体内剧烈运动。另外, 特别是利用超声波诊断装置扫描心脏的情况下, 操作者一边移动超声波探头一边扫描。该情况下, 在各时相中, 体数据含有的心脏区域内的关注部位的图像上的位置剧烈变化。

[0083] 图像处理装置 1 按时相将时间序列的壁运动体数据和时间序列的 CT 体数据的关注部位彼此建立对应。然后, 图像处理装置 1, 按时相算出壁运动体数据和 CT 体数据之间的对位信息, 根据算出的对位信息按时相将壁运动体数据和 CT 体数据对位。这样地, 通过在各时相对位, 图像处理装置 1, 即使在检查部剧烈的情况下, 也可以高精度地将关注部位彼

此对位而动态图像显示。因此,用户可以容易地进行在 CT 动态图像上确认壁运动图像上的异常部位这样的比较判读。即,通过观察在壁运动体数据和 CT 体数据之间以时间序列对位的关注部位,可以正确地评价关注部位的壁运动。

[0084] 另外,存在时间序列的壁运动图像数据上的关注部位的大小和时间序列的 CT 图像数据上的关注部位的大小不同的情况。该情况下,显示部 20,为了使两个关注部位的大小一致,根据关注部位间的相对位置关系,按时相使壁运动图像数据的大小或 CT 图像数据的大小变化。具体地,扩大或缩小壁运动图像数据或 CT 图像数据的像素尺寸。

[0085] 另外,显示部 20,为了观察上的便利性提高,可以将一个显示图像数据的显示截面固定,使固定截面追随另一个显示图像数据的显示截面。具体地,首先,显示部 20 固定时间序列的壁运动图像数据的显示截面的位置。然后,显示部 20,根据时间序列的对位信息,按时相算出固定的显示截面上在解剖学上大致相同的时间序列的 CT 图像数据的显示截面的位置。然后,根据在各时相上算出的显示截面的位置,利用时间序列的 CT 体数据生成时间序列的 CT 图像数据。显示部 20,动态图像显示所生成的时间序列的 CT 图像数据和时间序列的壁运动图像数据。由此,可以使时间序列的壁运动图像数据的固定截面追随时间序列的 CT 图像数据的显示截面。

[0086] 下面,说明三个本实施方式中的时间序列的第一显示图像数据和时间序列的第二显示图像数据的显示例。作为第一个显示例,对时间序列的三维壁运动图像数据和时间序列的三维冠动脉图像数据的重叠显示进行说明。另外,三维壁运动图像数据为通过对壁运动体数据进行体绘制而生的功能图像数据。在三维壁运动图像数据中含有壁运动的异常区域。异常区域是比预先设定的阈值大或小的具有壁运动信息的像素的集合。三维冠动脉图像数据是通过 CT 体数据进行体绘制而生的形态图像数据。在三维冠动脉图像数据中含有心脏区域。在心脏区域中含有冠动脉区域。

[0087] 图 7 是表示显示部 20 进行的时间序列的三维壁运动图像数据和时间序列的三维冠动脉图像数据的重叠显示的一例的图。如图 7 所示,在由来自三维冠动脉图像数据的心脏区域 R1 上位置整合地重叠有由来自三维壁运动图像数据的壁运动异常区域 R2。由此,可以在动态图像上确认壁运动的异常发生在心脏的哪个位置。

[0088] 众所周知,血管狭窄为壁运动的异常的一个原因。因此,显示部 20 为了临床上的便利性,可以强调通过壁运动异常区域 R2 的血管区域。被强调的血管区域,由来自 CT 体数据。例如,图 7 标记为“#12”的血管区域 R3,在解剖学上的位置关系中通过壁运动异常区域 R2。该情况下,血管区域 R3 中含有血管狭窄部位的可能性高。在临床上确认血管区域中是否有狭窄部位也是重要的。

[0089] 图 8 是表示通过壁运动异常区域的血管区域 R3 的强调显示的一例的图。如图 8 所示,显示部 20 为了强调显示血管区域 R3,使由来自三维冠动脉图像数据的血管区域 R3 的显示方法变化。为了强调血管区域 R3,显示部 20 可以以与其他血管区域不同的颜色显示血管区域 R3。另外,强调方法不限于此。例如,显示部 20 可以使血管区域 R3 的亮度、色度变化,或使血管区域 R3 闪烁。这样地,通过强调通过壁运动异常区域 R2 的血管区域 R3,用户可以容易特定引起壁运动异常的血管。另外,用户容易确认壁运动异常和冠动脉狭窄的一致。因此,时间序列的三维冠动脉图像数据和时间序列的三维壁运动图像数据的重叠显示,在缺血诊断中非常有效。另外,该强调显示,也可以与图 7 的重叠显示同时进行。

[0090] 下面,作为第二个显示例,对多截面的时间序列的壁运动图像数据和多截面的时间序列的冠动脉图像数据的重叠显示进行说明。壁运动图像数据为通过对壁运动体数据进行MPR处理而生成的功能图像数据。在壁运动图像数据中含有壁运动的异常区域。冠动脉图像数据为通过对CT体数据进行MPR处理而生成的形态图像数据。冠动脉图像数据含有心脏区域和冠动脉区域。

[0091] 图9是表示多截面的时间序列的壁运动图像数据和多截面的时间序列的冠动脉图像数据的重叠显示的一例的图。如图9所示,各图像数据的截面位置分别设定在心脏区域R1的心尖部和中间部(乳头肌水平)和心基部。另外,心脏区域R1从CT体数据抽取。心脏区域R1含有冠动脉区域R4、R5以及R6。如图9所示,显示部20并排地动态图像显示关于心尖部的壁运动图像数据和冠动脉图像数据的重叠图像数据GI1、关于中间部的壁运动图像数据和冠动脉图像数据的重叠图像数据GI2、以及关于心基部的壁运动图像数据和冠动脉图像数据的重叠图像数据GI3。另外,各图像数据的截面位置可以由用户经由输入部22变更。

[0092] 各重叠图像数据GI中,含有冠动脉区域R4、R5以及R6的一部分。这些冠动脉区域R4、R5以及R6中的、通过X射线CT装置判断为有可能冠动脉狭窄的冠动脉区域,通过颜色、亮度或色度等强调显示。例如,如图9所示,判断为冠动脉区域R4有可能狭窄。该情况下,显示部20利用与其他的冠动脉区域R5以及R6不同的颜色等显示冠动脉区域R4。作为其他的强调显示例,也可以强调显示强调对象的冠动脉区域R4的周边区域。周边区域的范围可以由用户经由输入部22任意设定。

[0093] 另外,显示部20,可以强调壁运动异常区域中含有的冠动脉区域。例如,由用户经由输入部22在重叠图像数据上指定(点击)冠动脉区域,由此,利用颜色等强调显示所指定的冠动脉区域。这样地,通过壁运动异常区域的血管区域被强调显示,用户可以容易地确认壁运动异常和冠动脉狭窄的一致。

[0094] 下面,作为第三个显示例,对时间序列的三维壁运动图像数据和时间序列的X射线造影图像的重叠显示进行说明。三维壁运动图像数据为通过对壁运动体数据进行体绘制而生成的功能图像数据。X射线造影图像数据,为通过X射线诊断装置对注入了造影剂的被检体进行X射线拍摄而生成的形态图像数据。

[0095] 图10是表示时间序列的三维壁运动图像数据和时间序列的X射线造影图像数据的重叠显示的一例的图。如图10所示,显示部20并列显示关于心脏的表侧的重叠图像数据GIO和关于里侧的重叠图像数据GIU。重叠图像数据GIO的X射线造影图像数据XIO和重叠图像数据GIU的X射线造影图像数据XIU为相同的图像数据。重叠图像数据GIO的三维壁运动图像数据WIO,通过在心脏区域的外侧所设定的规定位置对壁运动体数据进行体绘制而生成。这样地,通过对心脏的表侧的重叠图像数据和里侧的重叠图像数据进行并排动态图像显示,用户可以清楚地把握是心脏的表侧有异常还是里侧有异常。

[0096] 作为其他的显示例,可以将第一体数据作为负荷超声前通过超声波诊断装置收集的体数据,将第二体数据作为负荷超声后通过超声诊断装置收集的体数据。在这里明确该情况下的第一体数据和第二体数据为关于相同的检查部位的体数据。

[0097] 由此,通过本实施方式,可以提供一种能够容易比较相互不同的时间序列的图像数据中含有的相同部分的图像处理装置以及图像处理方法。

[0098] (变形例)

[0099] 可以在超声波诊断装置上搭载本实施方式的图像处理装置 1。下面,对这样的超声波诊断装置进行说明。另外在以下的说明中。对于与本实施方式大致相同的功能的构成要素,付与相同的符号,只在必要的情况下重复说明。

[0100] 图 11 中,变形例的超声波诊断装置 50 具有超声波探头 51、收发部 53、B 模式处理部 55、B 模式图像生成部 57、运动解析部 59 以及图像处理装置 1。

[0101] 超声波探头 51 接收来自收发部 53 的驱动信号而向被检体的检查部位(心脏)发送超声波。被发送的超声波被束状聚集。被发送的超声波由被检体的检查部位反射。反射的超声波由超声波探头接收。超声波探头 51 生成对应于所接收的超声波的强度的电信号(回波信号)。超声波探头 51 经由电缆与收发部 53 连接。回波(echo)信号供给到收发部 53。

[0102] 收发部 53 经由超声波探头 51 利用超声波对被检体的检查部位进行反复扫描。具体地,收发部 53 为了使超声波探头 51 发出束状的超声波,将驱动信号供给超声波探头 51。收发部 53 对来自超声波探头 51 的回波信号实施延迟处理,对被实施延迟处理的回波信号进行加法运算。通过延迟处理和加法运算形成构成接收束的电信号(接收信号)。接收信号供给到 B 模式处理部 55。

[0103] B 模式处理部 55,对接收信号实施 B 模式处理。具体地,B 模式处理部 55,对接收信号实施对数压缩、包络线检波处理。被实施了对数压缩、包络线检波处理的接收信号,称之为 B 模式信号。B 模式信号供给到 B 模式图像生成部 57。

[0104] B 模式图像生成部 57,基于 B 模式信号,生成关于被检体的二维或三维的时间序列的 B 模式图像数据。时间序列的 B 模式图像数据供给到存储部 10 和运动解析部 59。以下,为了具体说明,B 模式图像数据设为三维的图像数据、即 B 模式体数据。

[0105] 运动解析部 59,对时间序列的 B 模式体数据进行运动解析处理,生成时间序列的壁运动体数据。具体地,运动解析部 59,从时间序列的 B 模式体数据中通过三维斑点追踪来抽取心肌区域。运动解析部 59,对抽取的心肌区域进行壁运动解析而计算出壁运动信息。然后,运动解析部 59,通过将计算出的壁运动信息分配到像素,生成壁运动体数据。另外,作为壁运动信息,例如,为关于心肌的规定方向的位移、位移率、失真、失真系数、移动距离、速度、速度斜度等参数。壁运动体数据供给到存储部 10。

[0106] 超声波诊断装置 50 中含有的图像处理装置 1,具有与本实施方式的图像处理装置 1 同样的构成。即,控制部 26 根据存储在存储部 26 中的图像处理程序对图像处理装置 1 内的各部进行控制,执行图 3 所示的处理。由此,与本实施方式相同,按时相将时间序列的第一体数据和时间序列的第二体数据对位。另外,在变形例中,第一体数据可以设定为在超声波检查中实时生成的壁运动体数据。第二体数据可以设定为利用任意的医用图像诊断装置生成的二维或三维的医用图像数据。作为医用图像数据,例如可以设定为由超声波诊断装置 50 生成的体数据、通过 X 射线 CT 装置生成的 CT 体数据、通过 X 射线 CT 装置生成的 X 射线造影图像数据。这些二维或三维的医用图像数据存储在存储部 10。

[0107] 下面,对超声波诊断装置 50 的动作例进行简单说明。另外,第一体数据设为壁运动体数据,第二体数据设为 CT 体数据。

[0108] 关注部位设定部 12 根据来自用户的指示或图像处理,按时相对时间序列的壁运

动体数据设定壁运动关注部位,对时间序列的 CT 体数据设定在解剖学上与壁运动关注部位大致相同的 CT 关注部位。对应建立部 14 按时相将壁运动关注部位和 CT 关注部位进行对应。对位部 16 根据被建立对应的壁运动关注部位和 CT 关注部位的相对位置关系,按时相将时间序列的壁运动体数据和时间序列的 CT 体数据对位。显示图像生成部 18 基于被对位的时间序列的壁运动体数据和时间序列的 CT 体数据,分别生成时间序列的壁运动显示图像数据和时间序列的 CT 显示图像数据。显示部 20 并排或重叠地动态图像显示壁运动显示图像数据和 CT 显示图像数据。

[0109] 通过上述结构,变形例的超声波诊断装置 50,可以按时相将在超声波检查中实时生成的时间序列的图像数据和其他的时间序列的图像数据对位。

[0110] 这样,通过变形例,可以提供一种能够容易比较相互不同的时间序列的图像数据中含有的相同部分的超声波诊断装置以及图像处理方法。

[0111] 在此说明的特定的实施方式仅作为例子,并不用于限定本发明的范围。此处描述的新的方法和系统可以具体为各种其他方式。另外,在不脱离本发明的主旨的情况下可以对此处描述的方法和系统进行各种省略、替换和变更。附加的权利要求及其等价物意图在于覆盖这样的形态或变形以便落入本发明构思的精神和范围内。

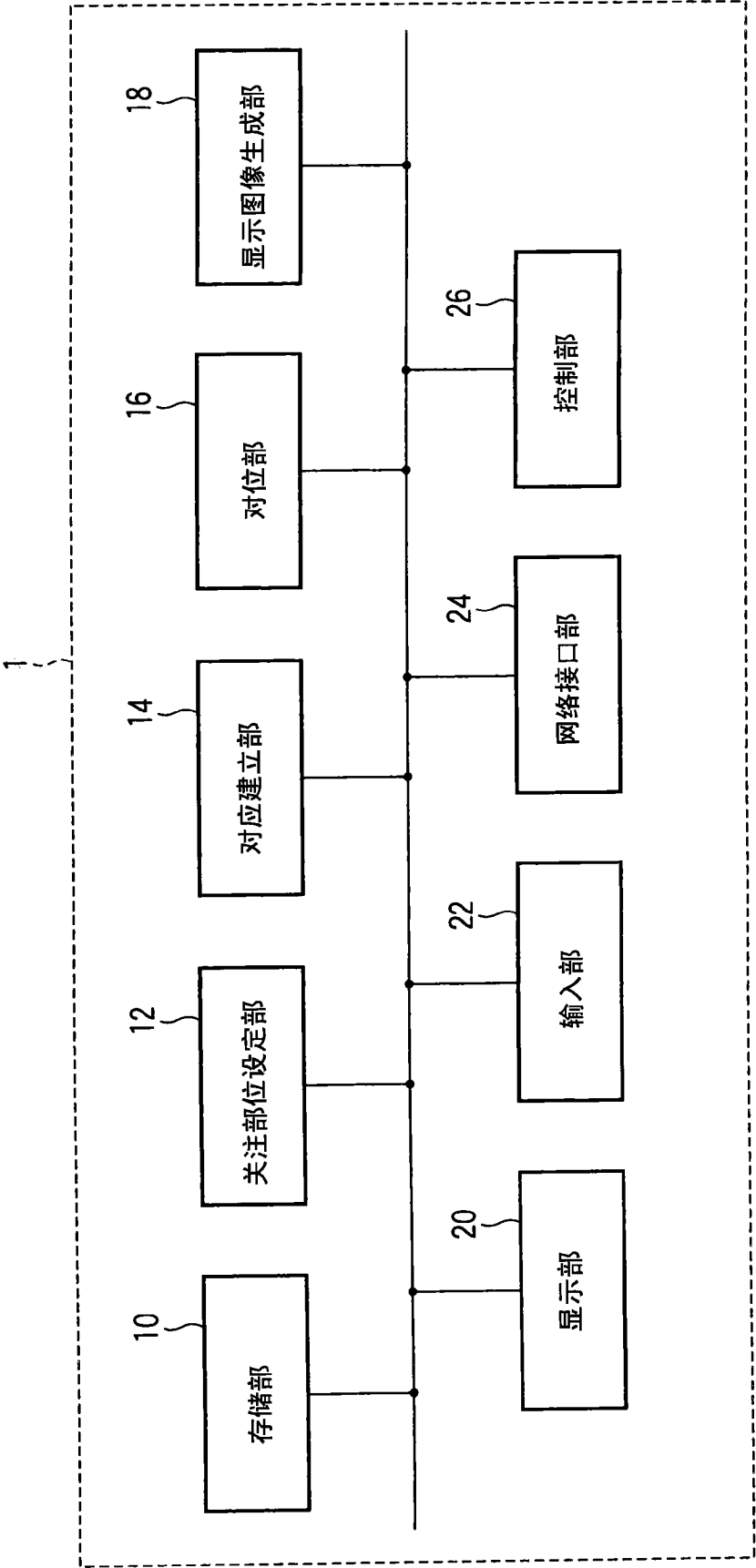


图 1

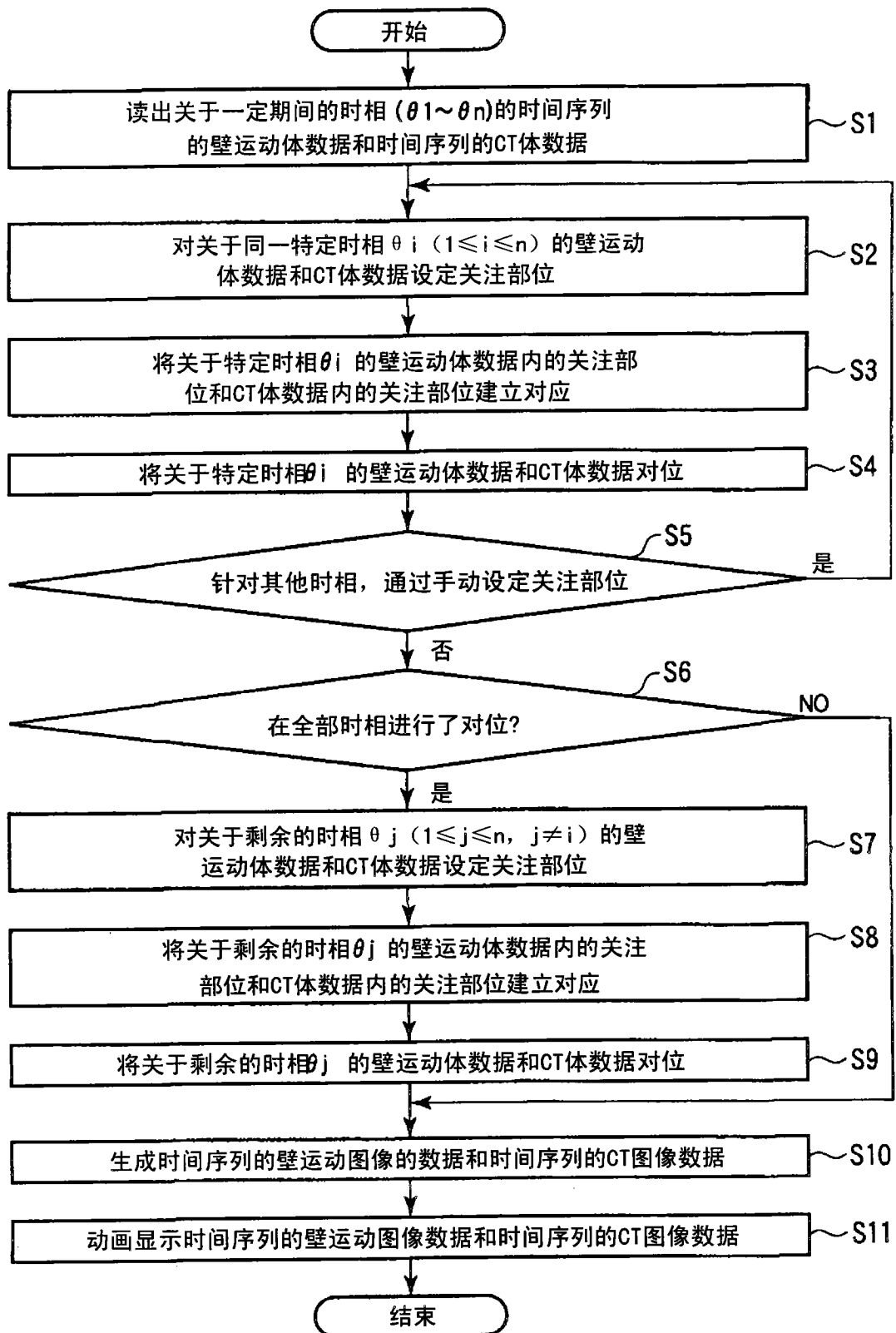


图 2

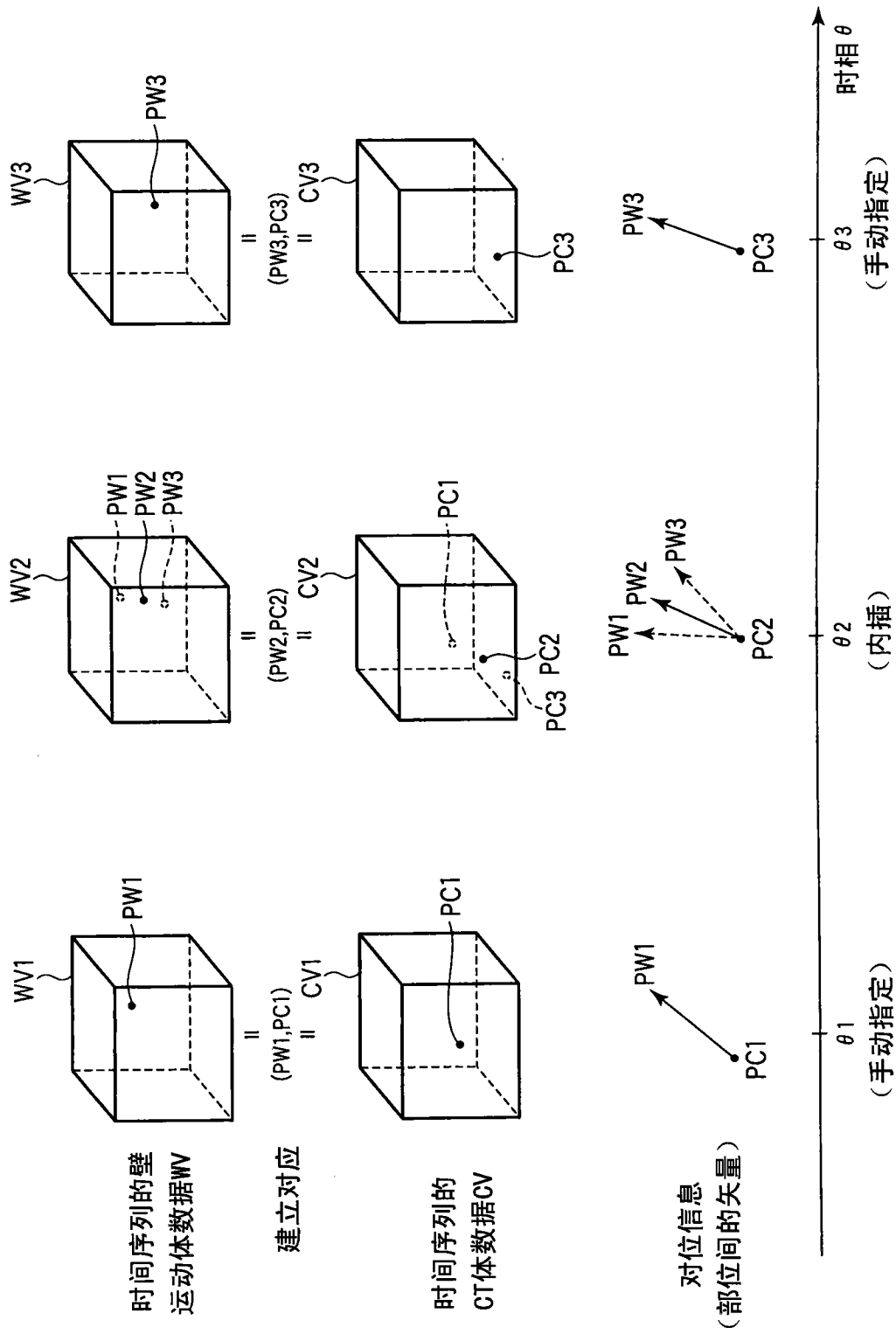


图 3

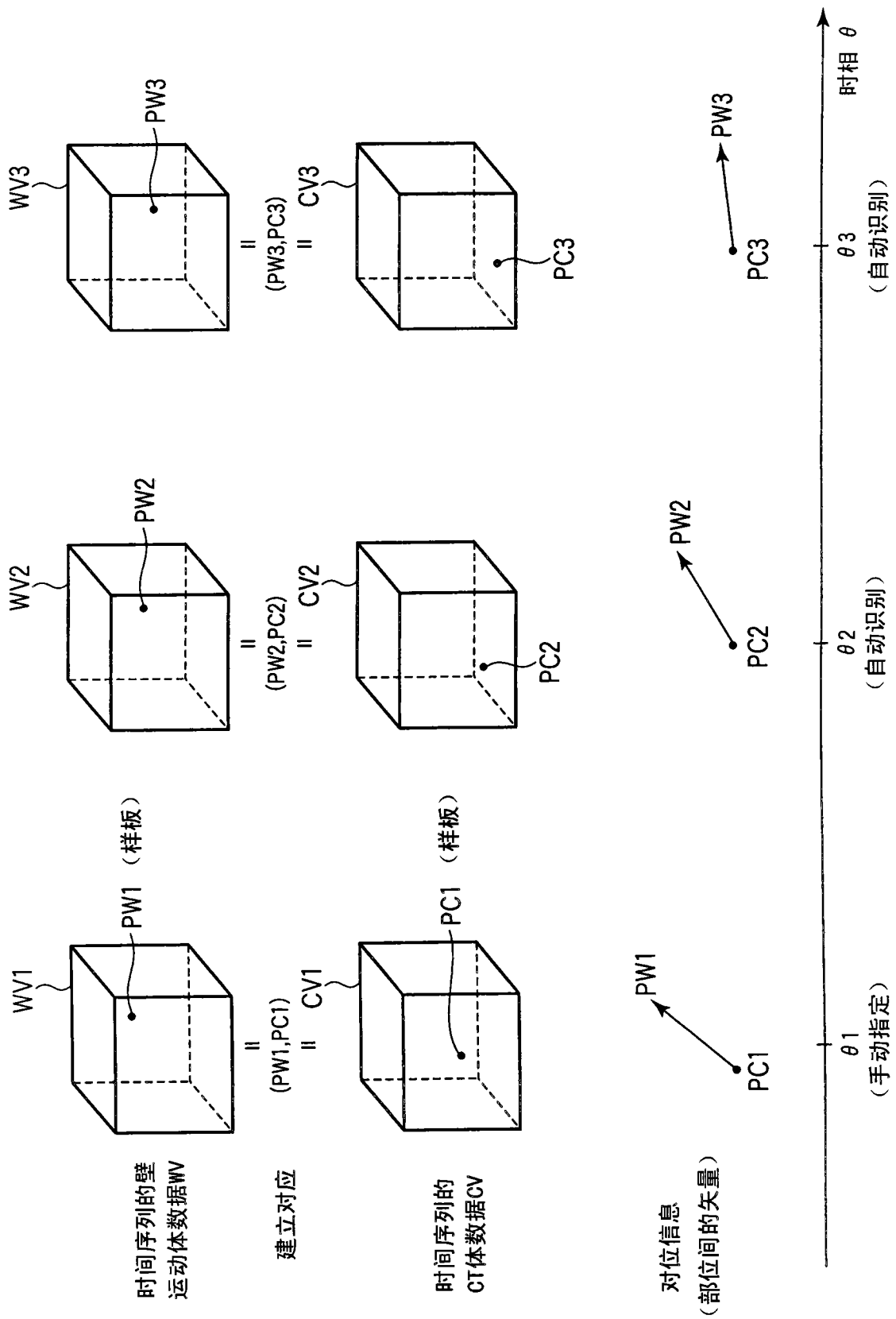


图 4

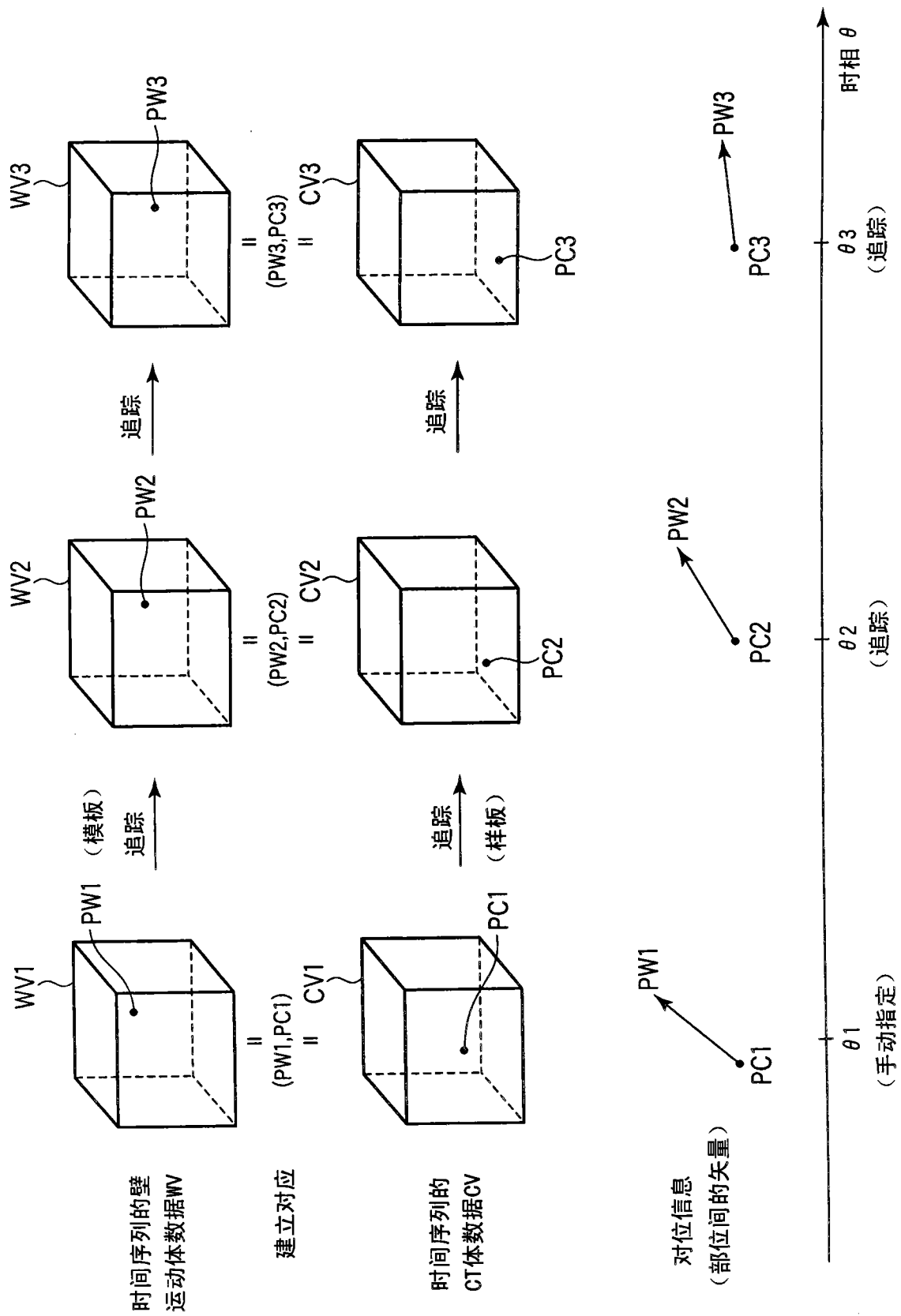


图 5

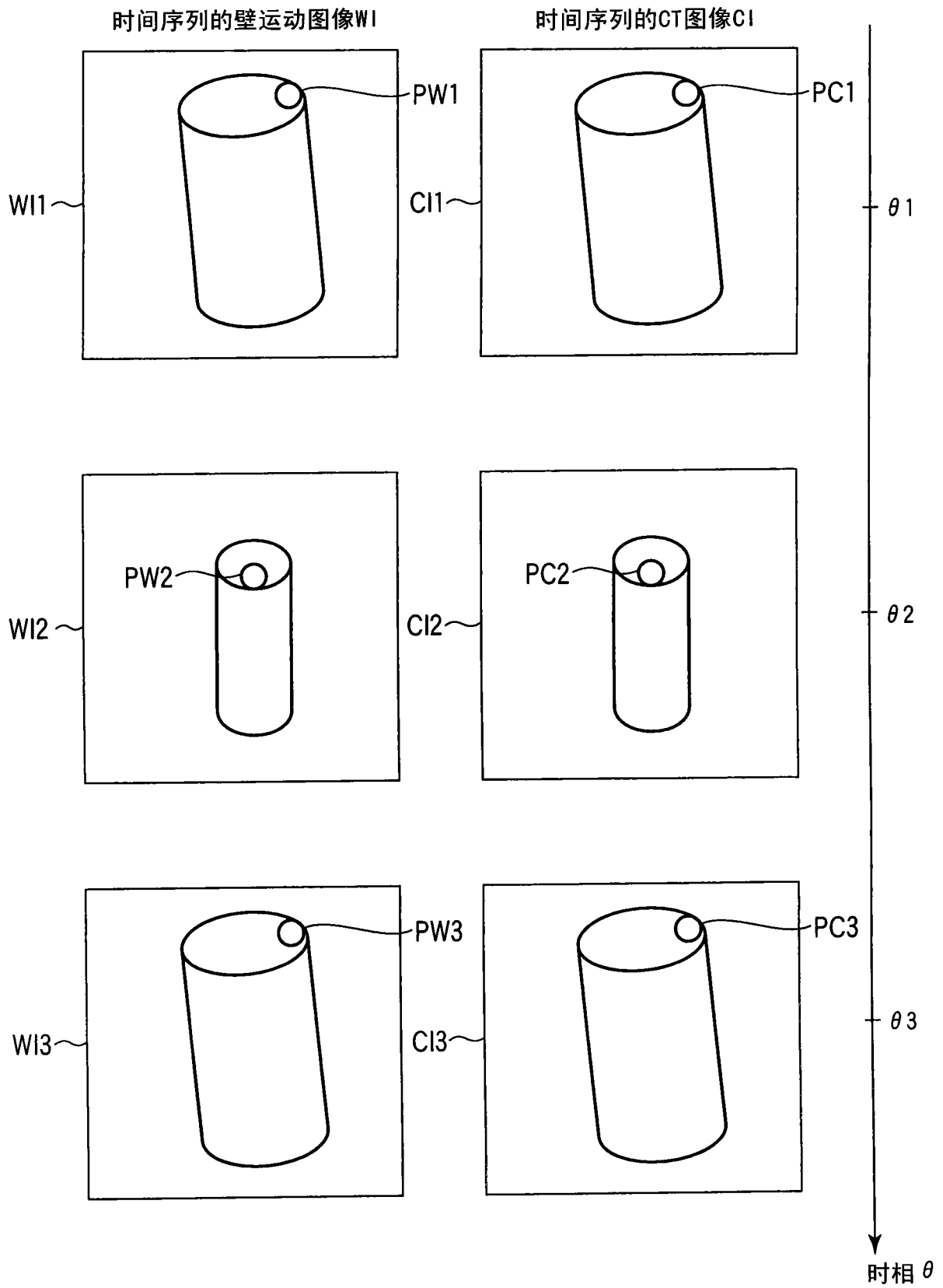


图 6

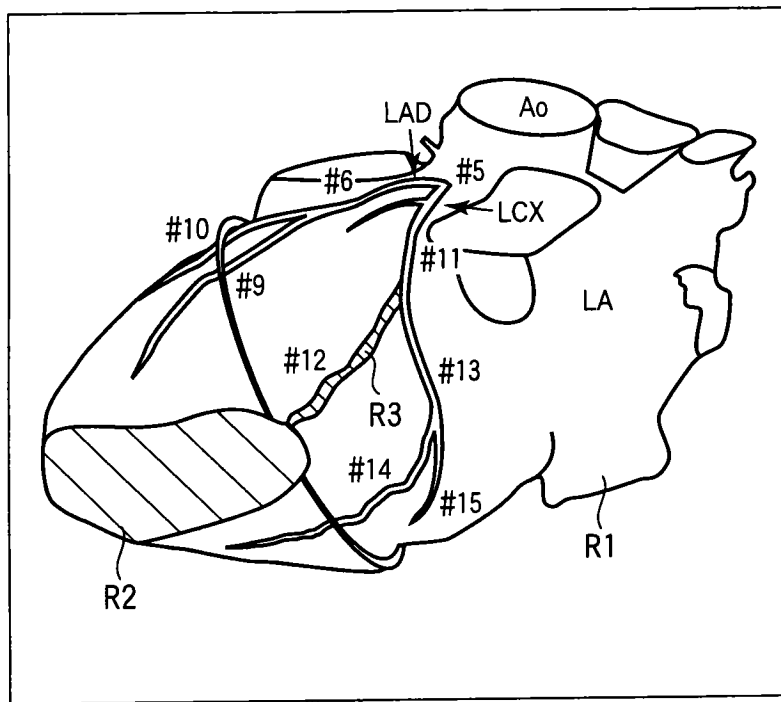


图 7

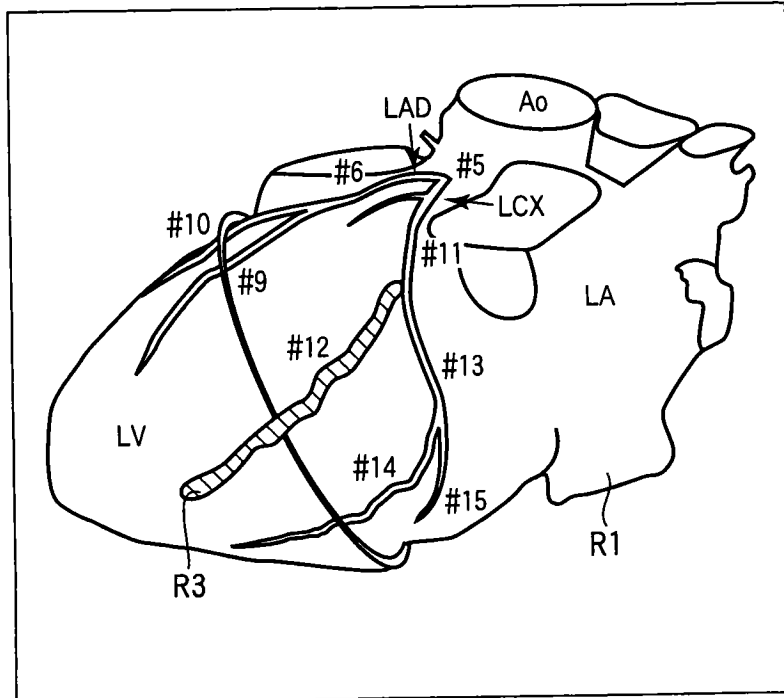


图 8

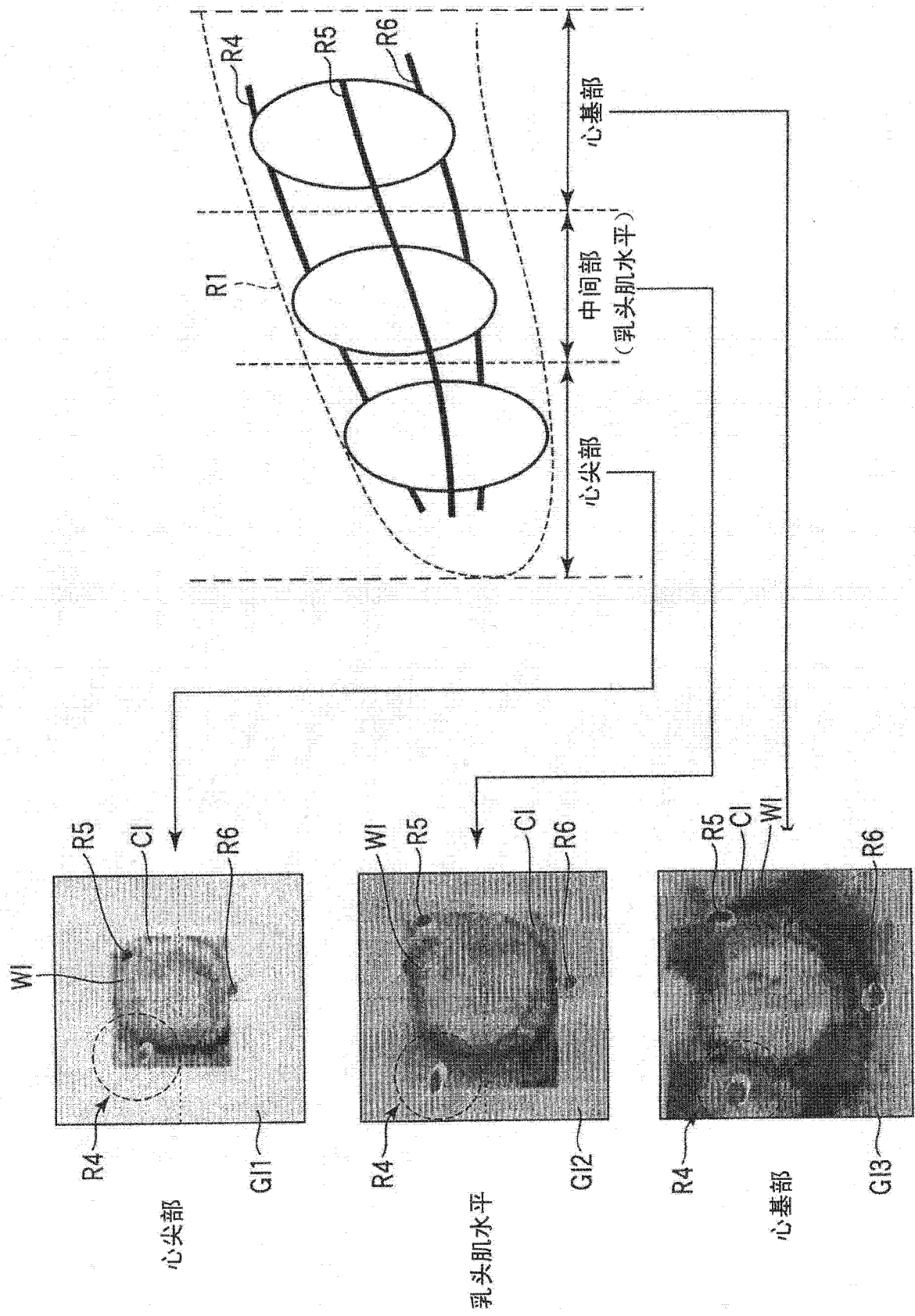


图 9

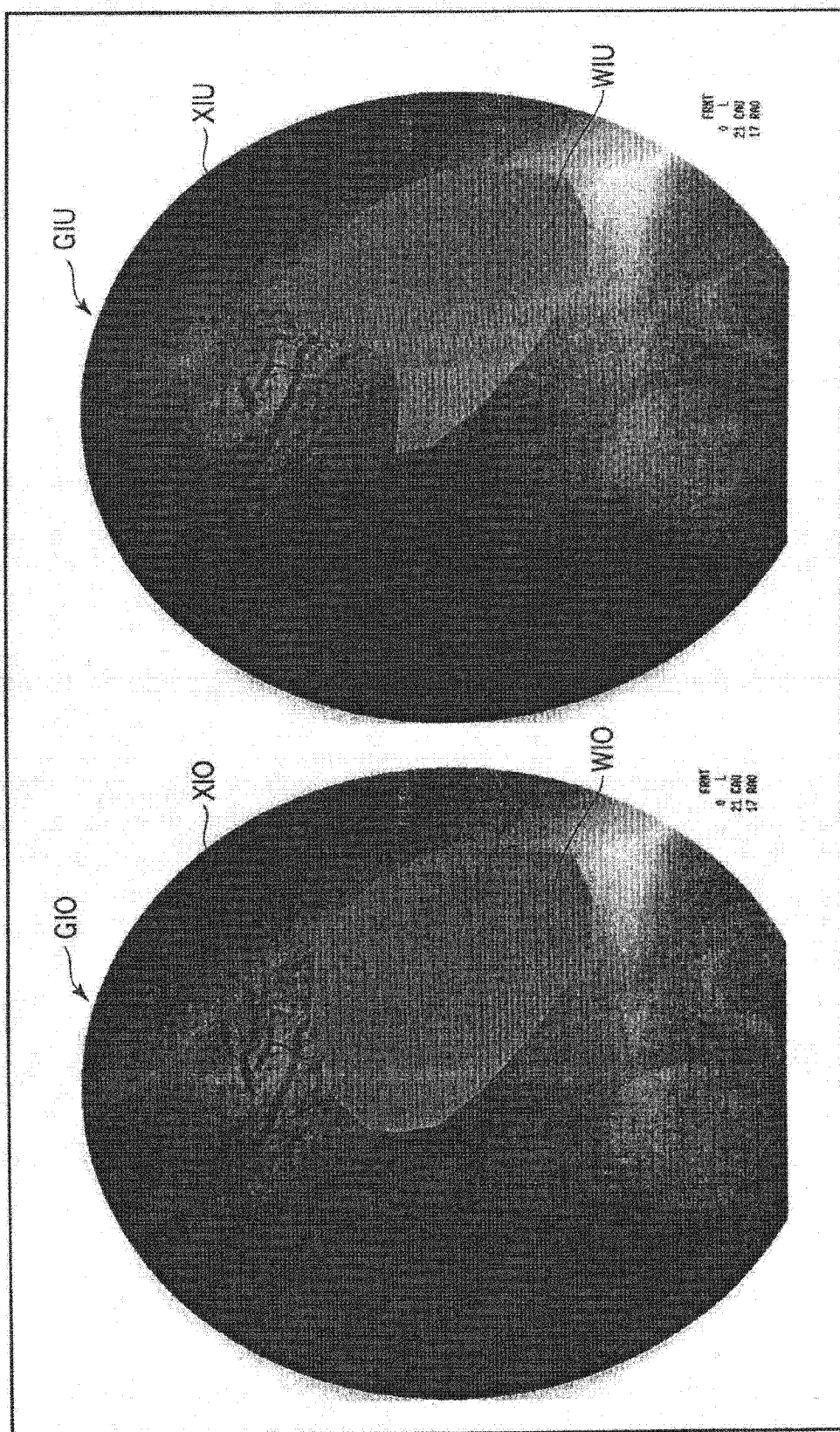


图 10

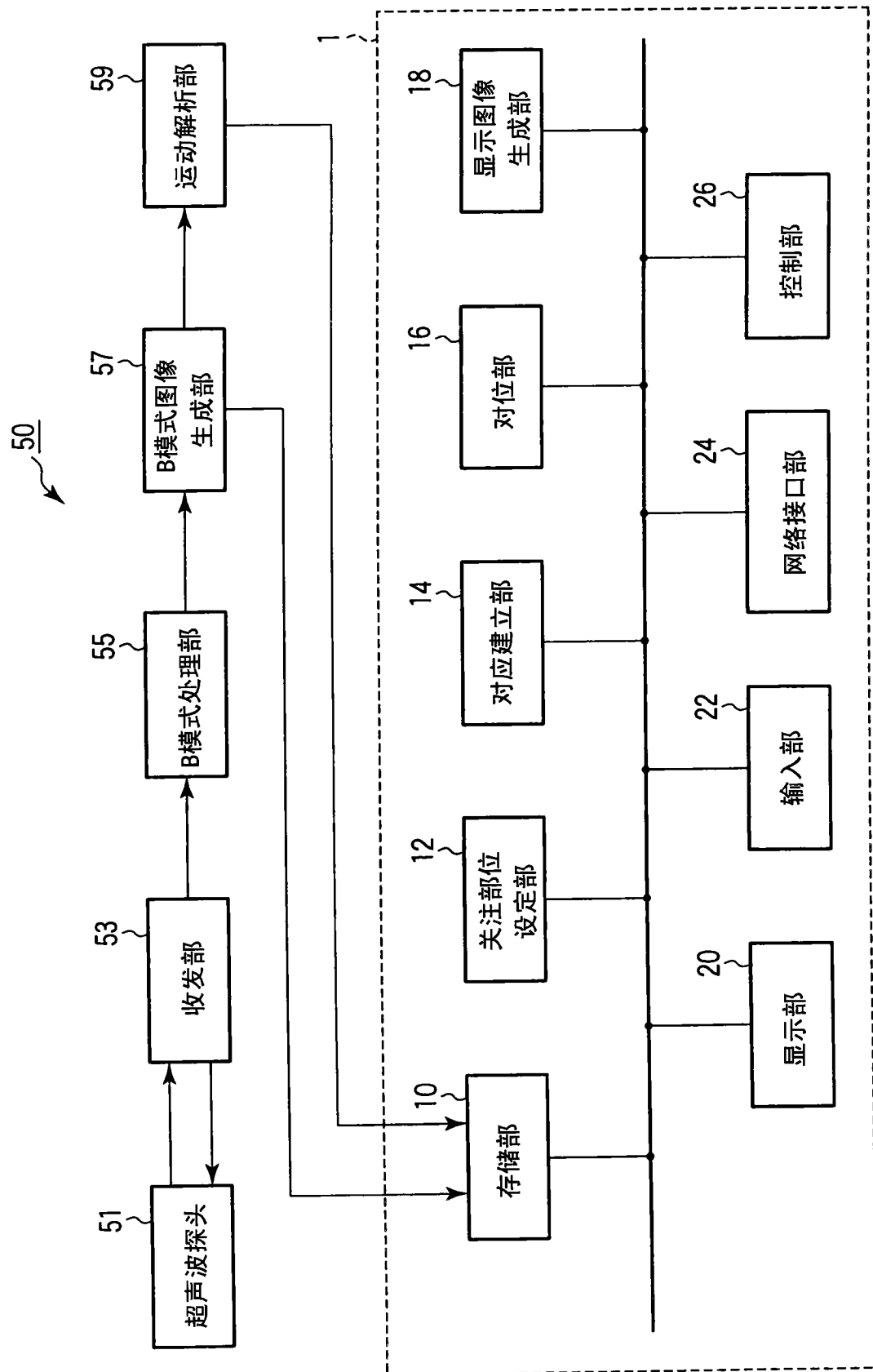


图 11

专利名称(译)	图像处理装置、超声波诊断装置、以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN102144930B	公开(公告)日	2015-07-08
申请号	CN201110035739.2	申请日	2011-02-01
[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		
发明人	川岸哲也 阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 G06T7/00 G06T15/00		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
审查员(译)	张宇		
优先权	2010291307 2010-12-27 JP 2010023302 2010-02-04 JP		
其他公开文献	CN102144930A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

图像处理装置、超声波诊断装置、以及图像处理方法。本发明能够容易比较相互不同的时间序列的图像数据中含有的相同部分。图像处理装置具有存储部、设定部、对应建立部和对位部。存储部存储跨越一定期间的时间序列的二维或三维的第一图像数据和第二图像数据。设定部针对所述一定期间内的多个时相的各时相，根据来自用户的指示或图像处理，对所述第一图像数据设定第一关注部位，对所述第二图像数据设定在解剖学上与所述第一关注部位大致相同的第二关注部位。对应建立部针对所述多个的时相的各时相，将所述设定的第一关注部位和所述第二关注部位建立对应。对位部针对所述多个时相的各时相，根据所述建立了对应的第一关注部位和第二关注部位的相对位置关系，将所述第一图像数据和所述第二图像数据对位。

