



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103300879 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 08

(21) 申请号 201310071746. 7

(22) 申请日 2013. 03. 07

(30) 优先权数据

2012-050926 2012. 03. 07 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 山守恭平 川崎友宽 篠田健辅

(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 张靖琳

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2008/0101667 A1, 2008. 05. 01,

EP 1034743 A1, 2000. 09. 13,

审查员 谢春苓

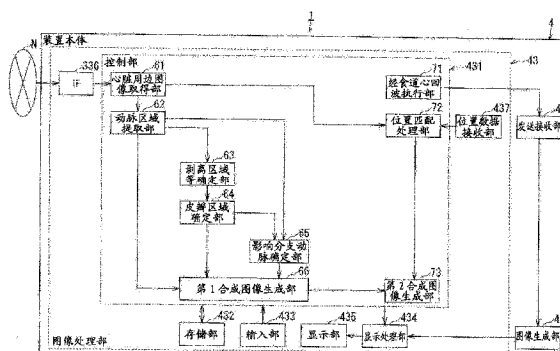
权利要求书3页 说明书10页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断支援方法

(57) 摘要

本发明的一实施方式涉及显示心回波图像的超声波诊断装置及超声波诊断支援方法。提供能准确且高精度进行使用心回波的主动脉剥离术中的皮瓣确认的超声波诊断装置及超声波诊断支援方法。超声波诊断装置具有生成含主动脉的心回波图像的图像生成部、取得含主动脉的心脏周边图像的周边图像取得部、根据心脏周边图像提取动脉区域的动脉区域提取部、根据动脉区域确定皮瓣区域的皮瓣区域确定部、对动脉区域合成皮瓣区域的信息而生成第1合成图像的第1合成图像生成部、根据位置数据信号在心脏周边图像上将心回波的摄影区域位置匹配的位置匹配处理部、生成在第1合成图像上合成表示位置匹配处理后的摄影区域的信息的第2合成图像的第2合成图像生成部。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

图像生成部,通过控制超声波探头而执行心回波,生成包含主动脉的心回波图像;

位置传感器,产生与所述超声波探头的空间坐标位置、和扫描方向及方位相关的位置数据信号;

取得单元,取得包含所述主动脉的心脏周边图像;

提取单元,根据所述心脏周边图像提取动脉区域;

皮瓣确定单元,根据所述动脉区域确定皮瓣区域;

第1合成单元,对所述动脉区域合成所述皮瓣区域的信息而生成第1合成图像;

位置匹配处理单元,根据所述位置数据信号,在所述心脏周边图像上对所述心回波的摄影区域进行位置匹配处理;以及

第2合成单元,生成在所述第1合成图像上合成了表示进行所述位置匹配处理后的摄影区域的信息的第2合成图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述皮瓣确定单元根据所提取的所述动脉区域确定主动脉的剥离内膜区域,根据所取得的多个时相的所述心脏周边图像的差分图像从所述剥离内膜区域中确定所述皮瓣区域。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有影响分支动脉确定单元,该影响分支动脉确定单元将距所述皮瓣区域在所需距离内存在的分支动脉确定为影响分支动脉;

所述第1合成单元对所述动脉区域合成所述皮瓣区域的信息和所述影响分支动脉的信息,生成所述第1合成图像。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有影响分支动脉确定单元,该影响分支动脉确定单元将距所述剥离内膜区域在所需距离内存在的分支动脉确定为影响分支动脉;

所述第1合成单元对所述动脉区域合成所述皮瓣区域的信息和所述影响分支动脉的信息,生成所述第1合成图像。

5. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

图像生成部,通过控制超声波探头而执行心回波,生成包含主动脉的心回波图像;

位置传感器,产生与所述超声波探头的空间坐标位置、和扫描方向及方位相关的位置数据信号;

取得单元,取得包含所述主动脉的心脏周边图像;

提取单元,根据所述心脏周边图像提取动脉区域;

皮瓣确定单元,根据所述动脉区域确定皮瓣区域;

第1合成单元,对所述动脉区域合成所述皮瓣区域的信息而生成第1合成图像;

位置匹配处理单元,根据所述位置数据信号,在所述心脏周边图像上对所述心回波的摄影区域进行位置匹配处理;

登录单元,将进行所述位置匹配处理后的摄影区域与摄影时刻一起登录到存储装置;

测定单元,根据所登录的过去的所述摄影区域和所述摄影时刻,针对所述心脏周边图像的每个部分测定从最终的摄影时刻开始的经过时间;以及

第2合成单元,在所述第1合成图像上,生成表示基于所述经过时间的信息的第2合成

图像。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述皮瓣确定单元根据所提取的所述动脉区域确定主动脉的剥离内膜区域,根据所取得的多个时相的所述心脏周边图像的差分图像从所述剥离内膜区域确定所述皮瓣区域。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第 2 合成单元以按照所述经过时间使色阶变化的方式生成所述第 2 合成图像。

8. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第 2 合成单元以按照所述经过时间使色阶变化的方式,生成表示所述剥离内膜区域以及所述皮瓣区域的至少一方的信息的所述第 2 合成图像。

9. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第 2 合成单元以按照所述经过时间使色阶变化的方式生成表示所述摄影区域的信息的所述第 2 合成图像。

10. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有影响分支动脉确定单元,该影响分支动脉确定单元将距所述皮瓣区域在所需距离内存在的分支动脉确定为影响分支动脉;

所述第 1 合成单元对所述动脉区域合成所述皮瓣区域的信息和所述影响分支动脉的信息而生成所述第 1 合成图像。

11. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有影响分支动脉确定单元,该影响分支动脉确定单元将距所述剥离内膜区域在所需距离内存在的分支动脉确定为影响分支动脉;

所述第 1 合成单元对所述动脉区域合成所述皮瓣区域的信息和所述影响分支动脉的信息而生成所述第 1 合成图像。

12. 根据权利要求 10 或者 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第 2 合成单元以按照所述经过时间使色阶变化的方式生成表示所述影响分支动脉的信息的所述第 2 合成图像。

13. 根据权利要求 1 或者 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第 2 合成单元生成对所述心回波图像合成了进行所述位置匹配处理后的摄影区域内的动脉区域以及皮瓣区域的信息的第 3 合成图像。

14. 根据权利要求 2 或者 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述皮瓣确定单元根据所取得的舒张末期的所述心脏周边图像与收缩末期的所述心脏周边图像的差分图像确定所述皮瓣区域。

15. 根据权利要求 1 或者 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还具有超声波探头,该超声波探头在被检体的内部进行超声波的发送接收;

所述图像生成部通过控制所述超声波探头而执行经食道心回波,生成作为所述心回波图像的经食道心回波图像。

16. 一种超声波诊断支援方法,其特征在于,

通过控制超声波探头而执行心回波,生成包含主动脉的心回波图像;

从存储装置取得包含所述主动脉的心脏周边图像;

根据所述心脏周边图像提取动脉区域;

根据所述动脉区域确定皮瓣区域；

对所述动脉区域合成所述皮瓣区域的信息而生成第 1 合成图像；

根据与所述超声波探头的空间坐标位置、和扫描方向及方位相关的位置数据信号，在所述心脏周边图像上对所述心回波的摄影区域进行位置匹配处理；

生成在所述第 1 合成图像上合成了表示进行所述位置匹配处理后的摄影区域的信息的第 2 合成图像；

使所述第 2 合成图像显示于显示装置。

17. 一种超声波诊断支援方法，其特征在于，

通过控制超声波探头而执行心回波，生成包含主动脉的心回波图像；

从第 1 存储装置取得包含所述主动脉的心脏周边图像；

根据所述心脏周边图像提取动脉区域；

根据所述动脉区域确定皮瓣区域；

对所述动脉区域合成所述皮瓣区域的信息而生成第 1 合成图像；

根据与所述超声波探头的空间坐标位置、和扫描方向及方位相关的位置数据信号，在所述心脏周边图像上对所述心回波的摄影区域进行位置匹配处理；

将进行所述位置匹配处理后的摄影区域与摄影时刻一起登录到第 2 存储装置；

根据所登录的过去的所述摄影区域和所述摄影时刻，针对所述心脏周边图像的每个部分测定从最终的摄影时刻开始的经过时间；

在所述第 1 合成图像上生成表示出基于所述经过时间的信息的第 2 合成图像；

使所述第 2 合成图像显示于显示装置。

超声波诊断装置以及超声波诊断支援方法

[0001] 关联申请的引用

[0002] 本申请以日本专利申请 2012-050926 (申请日:2012 年 3 月 7 日) 为基础,根据该申请享受优先的利益。本申请通过参照这些申请,包含该申请的全部内容。

技术领域

[0003] 作为本发明的一个形式的实施方式涉及显示心回波图像的超声波诊断装置以及超声波诊断支援方法。

背景技术

[0004] 作为从心脏的左心室出来上行后形成主动脉弓并下降,结束于髂总动脉的分支部的最大动脉,并且成为通往全身的血液循环的总脉络的动脉,被称为主动脉。主动脉与其它动脉相同,形成有内膜、中膜以及外膜这三层构造。

[0005] 与主动脉有关的疾病之一有被称为主动脉剥离(主动脉夹层)的疾病。主动脉剥离是指:由于主动脉分裂为层状,而伴随强烈的疼痛并引起分支部上的循环障碍的疾患。在主动脉剥离中,内膜产生裂孔(入口),由于血液流入该部分,内膜剥离,形成真腔和伪腔的二腔构造。主动脉剥离中的死亡率高,从发病开始的 24 小时以内是约 93%。

[0006] 主动脉剥离的诊断,能够使用造影 CT (computed tomography)、MRI (magnetic resonance imaging)、超声波来实施,主要在术前使用造影 CT,在手术中使用经食道心回波。

[0007] 作为主动脉剥离的治疗,一般是包含内膜内产生的裂孔区域地切除主动脉,并用人工血管置换。但是,主动脉剥离在重做 CT 期间也可能破裂,非常紧急,所以有时要在没有取得充足的信息的状况下开始手术。

[0008] 此外,在根据搏动而变动的皮瓣(flap)(内膜皮瓣),在大范围的患者的情况下,有时由于患者的体力,不能将全部的皮瓣置换到人工血管。在这种情况下,一般仅在靠主动脉瓣膜近的区域用人工血管置换,其它区域用药物治疗等方式应对。在这种情况下,即使在手术中输送充足的血液,有时皮瓣还是会阻塞一部分的分支动脉的血管,在处于其前端的脏器发生血液循环障碍。此外,也有时皮瓣的位置移动,手术中,需要根据基于经食道心回波(TEE:trans-esophageal echocardiography)的图像,一边确认主动脉和脏器的血液循环一边推进治疗。

[0009] 在现有技术中,在使用了经食道心回波的主动脉剥离的手术中,存在遗漏有可能被皮瓣阻塞的分支动脉的危险性。此外,在现有技术中,有在使用了经食道心回波的主动脉剥离的手术中,有遗漏由于皮瓣在剥离内膜的范围内移动而引起的在意料外的地方的血液循环障碍的危险性。

[0010] 即,在现有技术中,无法高精度地进行使用了经食道心回波的主动脉剥离的手术中的皮瓣的确认。

[0011] 本实施方式的超声波诊断装置以及超声波诊断支援方法是鉴于上述问题而完成

的,目的在与能够准确且精度良好地进行使用了心回波的主动脉剥离的手术中的皮瓣的确认。

[0012] 为了解决上述的技术问题,本实施方式的超声波诊断装置具有:超声波探头;图像生成部,通过控制上述超声波探头而执行心回波,生成包含主动脉的心回波图像;位置传感器,产生与空间坐标位置以及扫描方向·方相位关的位置数据信号;取得单元,取得包含上述主动脉的心脏周边图像;提取单元,根据上述心脏周边图像提取动脉区域;皮瓣确定单元,根据上述动脉区域确认皮瓣区域;第1合成单元,对上述动脉区域合成上述皮瓣区域的信息而生成第1合成图像;位置匹配处理单元,根据上述位置数据信号在上述心脏周边图像上对上述心回波的摄影区域进行位置匹配处理;以及第2合成单元,生成在上述第1合成图像上,合成表示进行了上述位置匹配处理的摄影区域的信息的第2合成图像。

[0013] 此外,为了解决上述的技术问题,本实施方式的超声波诊断装置具有:超声波探头;图像生成部,通过控制上述超声波探头而执行心回波,生成包含主动脉的心回波图像;位置传感器,产生与空间坐标位置以及扫描方向·方相位关的位置数据信号;取得单元,取得包含上述主动脉的心脏周边图像;提取单元,根据上述心脏周边图像提取动脉区域;皮瓣确定单元,根据上述动脉区域确定皮瓣区域;第1合成单元,生成在上述动脉区域合成上述皮瓣区域的信息而生成第1合成图像;位置匹配处理单元,根据上述位置数据信号在上述心脏周边图像上对上述心回波的摄影区域进行位置匹配处理,将进行了上述位置匹配处理的摄影区域与摄影时刻一起登录到存储装置中的登录单元;测定单元,根据上述登录的过去的摄影区域和摄影时刻,针对上述心脏周边图像的每个部分,测定从最终的摄影时刻开始的经过时间;以及第2合成单元,在上述第1合成图像上生成表示基于上述经过时间的信息的第2合成图像。

[0014] 为了解决上述的技术问题,本实施方式的超声波诊断支援方法,通过控制超声波探头而执行心回波,生成包含主动脉的心回波图像,从存储装置取得包含上述主动脉的心脏周边图像,根据上述心脏周边图像提取动脉区域,根据上述动脉区域确定皮瓣区域,在上述动脉区域合成上述皮瓣区域的信息而生成第1合成图像,根据与空间坐标位置以及扫描方向·方相位关的位置数据信号,在上述心脏周边图像上对上述心回波的摄影区域进行位置匹配处理,生成在上述第1合成图像上合成了进行上述位置匹配处理后的摄影区域的信息的第2合成图像,使上述第2合成图像显示于显示装置。

[0015] 此外,为了解决上述的技术问题,本实施方式的超声波诊断支援方法,通过控制超声波探头而执行心回波,生成包含主动脉的心回波图像,从第1存储装置取得包含上述主动脉的心脏周边图像,根据上述心脏周边图像提取动脉区域,根据上述动脉区域确定皮瓣区域,在上述动脉区域合成上述皮瓣区域的信息而生成第1合成图像,根据与空间坐标位置以及扫描方向·方相位关的位置数据信号,在上述心脏周边图像上对上述心回波的摄影区域进行位置匹配处理,将进行上述位置匹配处理后的摄影区域与摄影时刻一起登录到第2存储装置,根据上述登录的过去的摄影区域和摄影时刻,针对上述心脏周边图像的每个部分,测定从最终的摄影时刻开始的经过时间,在上述第1合成图像上生成表示基于上述经过时间的信息的第2合成图像,使上述第2合成图像在显示装置上显示。

[0016] 根据如上构成的超声波诊断装置以及超声波诊断支援方法,能够准确且精度良好地进行使用了心回波的主动脉剥离的手术中的皮瓣的确认。

附图说明

- [0017] 图 1 是示出本实施方式的超声波诊断装置的结构概略图。
- [0018] 图 2 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 的功能的框图。
- [0019] 图 3 是示出动脉区域的一例的图。
- [0020] 图 4A 是用于说明各区域的确定方法的图。
- [0021] 图 4B 是用于说明各区域的确定方法的图。
- [0022] 图 4C 是用于说明各区域的确定方法的图。
- [0023] 图 4D 是用于说明各区域的确定方法的图。
- [0024] 图 4E 是用于说明各区域的确定方法的图。
- [0025] 图 5A 是用于说明主动脉整体的区域的确定方法的图。
- [0026] 图 5B 是用于说明主动脉整体的区域的确定方法的图。
- [0027] 图 6 是用于说明皮瓣区域的确定方法的图。
- [0028] 图 7 是用于说明影响分支动脉的确定方法的图。
- [0029] 图 8 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置中的第 1 合成图像的一例的图。
- [0030] 图 9 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置中的第 2 合成图像的一例的图。
- [0031] 图 10 是用于说明影响分支动脉的确定方法的图。
- [0032] 图 11 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置中的第 1 合成图像的一例的图。
- [0033] 图 12 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置中的第 2 合成图像的一例的图。
- [0034] 图 13 是示出第 2 实施方式的超声波诊断装置的功能的框图。
- [0035] 图 14 是示出第 2 实施方式的超声波诊断装置中的第 2 合成图像的第 1 例的图。
- [0036] 图 15 是示出第 2 实施方式的超声波诊断装置中的第 2 合成图像的第 2 例的图。
- [0037] 图 16 是示出第 2 实施方式的超声波诊断装置中的第 3 合成图像的一例的图。

具体实施方式

- [0038] 参照附图说明本实施方式的超声波诊断装置以及超声波诊断支援方法。
- [0039] (第 1 实施方式)
- [0040] 图 1 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构概略图。
- [0041] 图 1 示出第 1 实施方式的超声波诊断装置 1。超声波诊断装置 1 具备：超声波探头 2、位置传感器 3 以及装置本体 4。
- [0042] 超声波探头 2 用于抵接于未图示的被检体的体表面、从被检体的外部进行超声波的发送接收的心回波。或者，超声波探头 2 用于在未图示的被检体的内部进行超声波的发送接收的经食道心回波(TEE:trans-esophageal echocardiography)。以下，将超声波探头 2 作为用于经食道心回波的装置进行说明。
- [0043] 超声波探头 2 将未图示的多个超声波振子(压电元件)在直线上配列或者配列为二维阵列状。各超声波振子基于装置本体 4 的控制而进行，用依预先设定的发送波束形成条件的超声波束向着被检体(部位)进行扫描。此外，各超声波振子，对于超声波束将通过被检体的声阻抗边界上的反射、微小散射体的散射而返回超声波探头 2 的超声波回波信号变换为微弱的电压的回波信号，将变换后的信号送至装置本体 4。

[0044] 位置传感器 3 安装于超声波探头 2。位置传感器 3 产生与空间坐标位置以及扫描方向・方相位关的位置数据信号,将该位置数据信号送至装置本体 4。

[0045] 装置本体 4 具备:发送接收部 41、图像生成部 42 以及图像处理部 43。

[0046] 装置本体 4 的发送接收部 41,按照图像处理部 43 的控制对超声波探头 2 进行电信号的发送接收。发送接收部 41 设有发送脉冲发生部 411、T/R (发送机 / 接收机) 412、前置放大器 413 以及接收延迟部 414。

[0047] 发送脉冲发生部 411 根据预先设定的发送波束形成条件产生用于控制超声波探头 2 发生的超声波束的方向及聚集的脉冲电压。

[0048] T/R412 经由发送机向超声波探头 2 供给基于由发送脉冲发生部 411 产生的脉冲电压的驱动信号。此外, T/R412 接收来自超声波探头 2 的接收信号。

[0049] 前置放大器 413 放大通过 T/R412 的接收机而接收的接收信号,将放大信号向接收延迟部 414 发送。

[0050] 接收延迟部 414 与前置放大器 413 的输出侧连接。接收延迟部 414 具备对于来自前置放大器 413 的接收信号能够并列同时接收的多个波束形成器。在各波束形成器中对于各接收信号加以接收延迟以满足预先设定的接收波束形成中的超声波束的方向以及集束的条件。接收延迟部 414 将延迟信号向下一级的图像生成部 42 供给。

[0051] 装置本体 4 的图像生成部 42 按照图像处理部 43 进行的控制对于从发送接收部 41 得到的接收信号进行信号处理。图像生成部 42 设有 B 模式处理部 421、CDI (color doppler imaging, 彩色多普勒成像) 处理部 422。此外, 图像生成部 42 也可以构成为能进行多普勒频谱的生成的部分。由图像生成部 42 生成的 B 模式数据、CDI 数据, 根据需要被合成而送至图像处理部 43, 作为经食道心回波图像 (经食道心回波图像数据) 而显示。

[0052] B 模式处理部 421 按照控制部 431 的控制对于来自接收延迟部 414 的接收信号使用预定的基准频率进行正交检波, 生成与该检波信号的信号振幅相应的 B 模式数据。此外, B 模式处理部 421 顺次保存以扫描方向单位生成的 B 模式数据, 生成 B 模式数据。B 模式数据变换为视频格式的扫描线信号列而送至图像处理部 43。

[0053] CDI 处理部 422 按照控制部 431 的控制, 通过对来自接收延迟部 414 的接收信号计测其相位的时间变化, 生成基于表示被检体的血流信息的速度、功率以及分散等的 CDI 数据。此外, CDI 处理部 422 顺次保存以扫描方向单位生成的 CDI 数据, 生成 CDI 数据。CDI 数据被变换为视频格式的扫描线信号列而送至图像处理部 43。

[0054] 装置本体 4 的图像处理部 43 设有控制部 431、存储部 432、输入部 433、显示处理部 434、显示部 435、IF436 以及位置数据接收部 437。

[0055] 控制部 431 包含未图示的 CPU (central processing unit) 以及内部存储装置。CPU 是具有将由半导体构成的电子电路封入具有多个端子的封装中的集成电路 (LSI) 的结构控制装置。内部存储装置是包含 ROM (read only memory) 以及 RAM (random access memory) 等要素的存储装置。控制部 431 控制发送接收部 41 以及图像生成部 42 的动作、图像处理部 43 的存储部 432、输入部 433、显示处理部 434、IF436 以及位置数据接收部 437 的动作。

[0056] 控制部 431 的内部存储装置具有存储数据、用于 CPU 的工作内存、数据的临时性存储的功能。控制部 431 经由总线控制各部。

[0057] 存储部 432 按照控制部 431 的控制, 存储从图像生成部 42 输出的图像数据、后述的位置数据。

[0058] 输入部 433 与控制部 431 连接。输入部 433 上搭载与超声波束的发送接收条件等相关的各种设定・变更用的操纵杆、轨迹球等输入设备(其它开关、各种按钮以及键盘等)。在输入部 433 的输入操作中由操作者指示的信息被送至控制部 431。由此, 在装置本体 4 内的各部进行设定・变更。

[0059] 显示处理部 434 按照控制部 431 的控制, 将从图像生成部 42 送来的 B 模式数据和 CDI 数据的合成数据作为经食道心回波图像显示于显示部 435。此外, 显示处理部 434 按照控制部 431 的控制, 使后述的合成图像在显示部 435 上显示。

[0060] 显示部 435 将从显示处理部 434 输出的数据与各种参数的文字信息、分度等一起进行显示。

[0061] IF436 由与并行连接方式、串行连接方式符合的连接器构成, 进行与各规格相应的通信控制。IF436 具有能够连结于网络 N 的功能, 由此, 超声波诊断装置 1 能够从 IF436 连结到网络 N 网。

[0062] 位置数据接收部 437 接收由位置传感器 3 发生的位置数据信号。

[0063] 图 2 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 的功能的框图。

[0064] 图 1 所示的控制部 431 执行程序, 从而如图 2 所示地, 超声波诊断装置 1, 作为心脏周边图像取得部 61、动脉区域提取部 62、剥离区域等确定部 63、皮瓣区域确定部 64、影响分支动脉确定部 65、第 1 合成图像生成部 66、经食道心回波执行部 71、位置匹配处理部 72 以及第 2 合成图像生成部 73 实现功能。另外, 构成超声波诊断装置 1 的各部 61 至 66、71 至 73, 作为通过执行程序而实现功能的部分进行了说明, 但不限于这种情况。构成超声波诊断装置 1 的各部 61 至 66、71 至 73 的全部或者一部分也可以在超声波诊断装置 1 中作为硬件而具备。

[0065] 另外, 相对于构成超声波诊断装置 1 的各部 61 至 66 是在执行经食道心回波之前而预先实现功能的部分, 构成超声波诊断装置 1 的各部 71 至 73 是在使用经食道心回波的主动脉剥离的手术中实现功能的部分。

[0066] 心脏周边图像取得部 61 具有经由 IF336 从网络 N (图像服务器等) 取得包含被检体的心脏周边的主动脉(上行主动脉、弓部主动脉以及下行主动脉)和、从主动脉分支的分支动脉(头臂动脉(BCA)、左总颈动脉(LCA)以及左锁骨下动脉(LSCA)等)的心脏周边图像(心脏周边图像数据)的功能。例如, 心脏周边图像取得部 61 取得基于造影或者非造影中的 MR 血管造影法(MRA)、CT 血管造影法(CTA)的心脏周边图像。心脏周边图像取得部 61 分别取得多个时相(例如, 舒张末期以及收缩末期)的心脏周边图像。另外, 心脏周边图像取得部 61 也可以取得还包含被检体的心脏周边的胸腹部主动脉以及腹部主动脉、从胸腹部主动脉开始分支的分支动脉(肋间动脉)、从腹部主动脉开始分支的分支动脉(肾动脉、腹腔动脉以及肠间膜动脉)的区域的心脏周边图像。

[0067] 动脉区域提取部 62 具有根据由心脏周边图像取得部 61 取得的心脏周边图像而提取动脉区域(动脉区域数据)的功能。动脉区域提取部 62 在公知技术中、显示于显示部 435 的心脏周边图像上, 根据由输入部 433 输入的区域, 提取动脉区域。作为现有技术, 例如能举出分割(segmentation)处理。

[0068] 图 3 是示出动脉区域的一例的图。

[0069] 图 3 是示出主动脉剥离产生时的、心脏周边图像所含的动脉区域的图。如图 3 所示,动脉区域包括:心脏周边的主动脉的上行主动脉区域 101、相同主动脉的弓部主动脉区域 102、相同主动脉的下行主动脉区域 103。动脉区域包括:作为从弓部主动脉区域 102 分支出来的分支动脉区域的 BCA 区域 201、作为相同分支动脉的 LCA 区域 202、作为相同分支动脉的 LSCA 区域 203。动脉区域包含从下行主动脉区域 103 分支出来的分支动脉。

[0070] 回到图 2 的说明,剥离区域等确定部 63 具有根据由动脉区域提取部 62 提取的动脉区域,分别确定主动脉区域内的真腔区域(真腔区域数据)、伪腔区域(伪腔区域数据)、和剥离后的内膜区域即剥离内膜区域(剥离内膜区域数据)的功能。

[0071] 图 4A 至图 4E 是用于说明各区域的确定方法的图。

[0072] 图 4A 是示出发生了主动脉剥离的情况下的、心脏周边图像所包含的动脉区域的图。如图 4A 所示,根据动脉区域设定一个主动脉截面 F (与主动脉的中心线正交的截面)。

[0073] 图 4B 至图 4E 是图 4A 中示出的主动脉截面 F 的截面图。

[0074] 如图 4C 所示,关于图 4B 中示出主动脉截面 F 的动脉区域进行聚类。例如,通过对主动脉截面 F 的动脉区域初始配置了三个控制点(聚类的代表性点) P1、P2、P3 的 k-means 法(k 平均法)来求三个聚类 A1、A2、A3 (如图 4D 以及图 4E 图示)。在三个聚类 A1、A2、A3 的像素值基本相同(阈值以内)的情况下,判断为在主动脉截面 F 动脉未发生剥离。而在三个聚类 A1、A2、A3 的像素值不同(超过阈值)的情况下,判断为在主动脉截面 F 动脉剥离了。并且,将像素值高的两个聚类 A1、A2 判断为真腔 / 伪腔区域,将像素值低的聚类 A3 判断为发生剥离后的内膜的皮瓣区域。

[0075] 进而,将经由输入部 433 输入为真腔的聚类 A1 判断为真腔区域,将同样地输入为伪腔的聚类 A2 判断为伪腔区域。或者,是其它动脉部分、且不含伪腔的主动脉截面的真腔的延长上的主动脉截面 F 的聚类 A1 被判断为真腔区域,而主动脉截面 F 的聚类 A2 被判断为伪腔。

[0076] 在引起了主动脉剥离的情况下,在主动脉截面 F 的动脉上,除了真腔还产生伪腔。对主动脉壁弱的部分加有压力,如果内膜的一部分破口,则内腔的血液将进入中膜组织内(剥离的入口)。中膜组织是海绵状所以容易被破坏产生剥离,血液不断地流入到被破坏的中膜组织,成为包含真腔区域 A1、伪腔区域 A2 以及剥离内膜区域 A3 的图 4D 的状态,对外膜也施加压力。如果进一步发生剥离,则从图 4D 的状态变为图 4E 的状态。

[0077] 进而,根据图 4D 以及图 4E 所示的真腔区域 A1、伪腔区域 A2 以及剥离内膜区域 A3 的位置信息,使用区域生长法确定主动脉整体的真腔区域 A1、伪腔区域 A2 以及剥离内膜区域 A3。或者,对于主动脉整体执行聚类,确定主动脉整体的真腔区域 A1、伪腔区域 A2 以及剥离内膜区域 A3。

[0078] 图 5A 以及图 5B 是用于说明主动脉整体的区域的确定方法的图。

[0079] 图 5A 以及图 5B 是示出主动脉剥离发生时的、心脏周边图像所含的动脉区域的图。

[0080] 图 5A,如使用图 4E 而说明的那样,示出在 1 个截面中所确定的真腔区域 A1、伪腔区域 A2 以及剥离内膜区域 A3。根据图 5A 所示的真腔区域 A1、伪腔区域 A2 以及剥离内膜区域 A3 的位置信息,实施基于区域生长法的处理。基于区域生长法的处理的结果,得到图 5B 所示的结果。

[0081] 回到图 2 的说明,皮瓣区域确定部 64 具有根据由动脉区域提取部 62 提取的动脉区域而确定由于搏动而变动的皮瓣区域的功能。优选地,皮瓣区域确定部 64 根据在动脉区域内由剥离区域等确定部 63 确定的剥离内膜区域,来确定皮瓣区域(皮瓣区域数据)。皮瓣区域是剥离内膜区域中的、由于搏动而变动的区域。

[0082] 图 6 是用于说明皮瓣区域的确定方法的图。

[0083] 图 6 是表示引起主动脉剥离、在图 4A 所示的主动脉截面 F 产生皮瓣区域的情况下的动脉区域的纵截面图。

[0084] 根据基于第 1 时相的动脉区域的剥离内膜区域和基于第 2 时相的动脉区域的剥离内膜区域的差分图像,提取第 1 时相的剥离内膜区域 A3[T1] 和第 2 时相的剥离内膜区域 A3[T2]。而且,剥离内膜区域 A3[T1] 与剥离内膜区域 A3[T2] 的动脉中心线上的距离 d 为阈值以上的区域作为皮瓣区域 A3' [T1]、A3' [T2] 而被确定。

[0085] 另外,对皮瓣区域确定部 64 根据剥离内膜区域确定皮瓣区域的情况进行了说明,但并不限于这种情况。例如,皮瓣区域确定部 64 也可以根据动脉区域来确定皮瓣区域。

[0086] 回到图 2 的说明,影响分支动脉确定部 65 具有根据由动脉区域提取部 62 提取的动脉区域和由皮瓣区域确定部 64 确定的皮瓣区域,将对血液循环有影响的(有可能发生血液循环障碍的)分支动脉确定为影响分支动脉的功能。

[0087] 图 7 是用于说明影响分支动脉的确定方法的图。

[0088] 图 7 是示出产生了主动脉剥离时的、心脏周边图像所包含的动脉区域的图。

[0089] 如图 7 所示,通过检索从皮瓣区域 A3' (图 6 所示的皮瓣区域 A3' [T1] 或者皮瓣区域 A3' [T2]) 开始的预定距离 R 内存在的分支动脉,确定影响分支动脉。或者,在以与主动脉的中心线和分支动脉的中心线的交点为中心的预定距离内,在存在皮瓣区域 A3' 的情况下,将该分支动脉确定为影响分支动脉。

[0090] 回到图 2 的说明,第 1 合成图像生成部 66 具有在由动脉区域提取部 62 提取的动脉区域中,合成由皮瓣区域确定部 64 确定的皮瓣区域的信息、和由影响分支动脉确定部 65 确定的影响分支动脉的信息而生成第 1 合成图像(第 1 合成图像数据)的功能。例如,第 1 合成图像生成部 66,生成对动脉区域的、由剥离区域等确定部 63 确定的伪腔区域的该部分合成了表示皮瓣区域的存在的信息的第 1 合成图像。由第 1 合成图像生成部 66 生成的第 1 合成图像经由显示处理部 434 在显示部 435 中显示。

[0091] 图 8 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 中的第 1 合成图像的一例的图。

[0092] 图 8 是示出产生主动脉剥离、且产生皮瓣区域的情况下的第 1 合成图像的图。

[0093] 图 8 是对动脉区域的伪腔区域 A2 的该部分(该位置)合成表示皮瓣区域 A3' 的发生的信息,并合成表示基于皮瓣区域 A3' 的存在的影响分支动脉 E 的信息后的第 1 合成图像。如图 8 所示,能够在第 1 合成图像中确认是否在动脉区域发生皮瓣区域,是否存在基于皮瓣区域的影响分支动脉 E。

[0094] 回到图 2 的说明,经食道心回波执行部 71 具有:通过按照从输入部 433 输入的指示,使发送接收部 41 以及图像生成部 42,对于包含被检体的心脏周边的主动脉和从主动脉分支出来的分支动脉的区域,使经食道心回波执行而收集经食道心回波图像的功能。

[0095] 位置匹配处理部 72 具有:根据由位置数据接收部 437 接收的位置数据信号,在由心脏周边图像取得部 61 取得的心脏周边图像上,对经食道心回波的摄影区域进行位置匹

配处理的功能。位置匹配处理部 72 根据公知技术来计算心脏周边图像上的、经食道心回波的摄影区域。

[0096] 第 2 合成图像生成部 73 具有：在由第 1 合成图像生成部 66 生成的第 1 合成图像上，合成了表示由位置匹配处理部 72 取得的经食道心回波的摄影区域的信息的第 2 合成图像(第 2 合成图像数据)的功能。另外，第 2 合成图像生成部 73，也可以生成由第 1 合成图像生成部 66 生成的第 1 合成图像的、作为由位置匹配处理部 72 取得的经食道心回波的摄影区域的部分图像的第 2 合成图像。由第 2 合成图像生成部 73 生成的第 2 合成图像，经由显示处理部 434 在显示部 435 中显示。

[0097] 图 9 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 中的第 2 合成图像的一例的图。

[0098] 图 9 是示出发生主动脉剥离、且发生了皮瓣区域的情况下的第 2 合成图像的图。图 9 是在第 1 合成图像上合成了表示经食道心回波的摄影区域 D 的信息的第 2 合成图像。如图 9 所示，在第 2 合成图像上的经食道心回波的摄影区域 D 中，用肉眼确认在动脉区域是否发生了皮瓣区域，是否存在基于皮瓣区域的影响分支动脉 E。

[0099] 另外，说明了图 2 所示的影响分支动脉确定部 65 根据皮瓣区域而确定影响分支动脉的情况，但并不限定这种情况。例如，影响分支动脉确定部 65 也可以根据剥离内膜区域确定影响分支动脉。使用图 10 至图 12 说明这种情况。

[0100] 图 10 是用于说明影响分支动脉的确定方法的图。图 10 与图 7 对应。

[0101] 图 10 是示出发生了主动脉剥离的情况的、心脏周边图像所包含的动脉区域的图。

[0102] 如图 10 所示，通过检索距剥离内膜区域 A3 在预定距离 R 内存在的分支动脉，确定影响分支动脉。或者，在以主动脉的中心线和分支动脉的中心线的交点为中心的预定距离内，存在剥离内膜区域 A3 的情况下，将该分支动脉确定为影响分支动脉。

[0103] 图 11 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 中的第 1 合成图像的一例的图。图 11 与图 8 对应。

[0104] 图 11 是示出发生主动脉剥离、且发生有皮瓣区域的情况下的第 1 合成图像的图。

[0105] 图 11 是对动脉区域的伪腔区域 A2 的该部分(该位置)合成表示剥离内膜区域 A3 以及皮瓣区域 A3' 的发生的信息、且合成了表示基于剥离内膜区域 A3 的存在的分支动脉 E 的信息的第 1 合成图像。如图 11 所示，在第 1 合成图像中，能够通过肉眼确认在动脉区域是否发生了皮瓣区域，是否存在基于剥离内膜区域的影响分支动脉 E。通过根据剥离内膜区域确定影响分支动脉 E，能够预测在剥离内膜的范围内移动的皮瓣的移动范围。

[0106] 图 12 是示出第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 中的第 2 合成图像的一例的图。图 12 与图 9 对应。

[0107] 图 12 是表示发生主动脉剥离、且发生了皮瓣区域的情况下的第 2 合成图像的图。图 12 是在第 1 合成图像上合成了表示经食道心回波的摄影区域 D 的信息的第 2 合成图像。如图 12 所示，在第 2 合成图像上的经食道心回波的摄影区域 D 中，能够通过肉眼确认在动脉区域是否发生了皮瓣区域，是否存在基于剥离内膜区域的影响分支动脉 E。

[0108] 利用第 1 实施方式的超声波诊断装置 1，在使用了经食道心回波的主动脉剥离的手术中，能够用肉眼确认在经食道心回波的摄影区域内的主动脉是否发生了皮瓣，是否存在受皮瓣影响的分支动脉。即，不会再有可能被皮瓣阻塞的分支动脉的遗漏。由此，利用第 1 实施方式的超声波诊断装置 1，能够准确且精度良好地进行使用了经食道心回波的主动

脉剥离的手术中的皮瓣的确认。

[0109] 此外,利用第 1 实施方式的超声波诊断装置 1,在使用了心回波的主动脉剥离的手术中,能够用肉眼确认是否存在受剥离内膜区域影响的分支动脉。即,不会再有遗漏由于皮瓣在剥离内膜的范围内移动而引起的意料外的位置的血液循环障碍的危险性。由此,利用第 1 实施方式的超声波诊断装置 1,能够准确且精度良好地进行使用了心回波的主动脉剥离的手术中的皮瓣的确认。

[0110] (第 2 实施方式)

[0111] 第 2 实施方式的超声波诊断装置 1A 的结构概略,与图 1 中示出的第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 的结构相同,所以省略说明。

[0112] 图 13 是示出第 2 实施方式的超声波诊断装置的功能的框图。

[0113] 图 13 所示的第 2 实施方式的超声波诊断装置 1A 是向图 2 所示的第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 组合摄影区域登录部 74 以及经过时间测定部 75 的装置。

[0114] 图 1 所示的控制部 431 执行程序,从而如图 13 所示,超声波诊断装置 1A 作为心脏周边图像取得部 61、动脉区域提取部 62、剥离区域等确定部 63、皮瓣区域确定部 64、影响分支动脉确定部 65、第 1 合成图像生成部 66、经食道心回波执行部 71、位置匹配处理部 72、第 2 合成图像生成部 73A、摄影区域登录部 74 以及经过时间测定部 75 而实现功能。另外,构成超声波诊断装置 1A 的各部 61 至 66、71 至 75 作为通过执行程序而实现功能的情况而进行了说明,但不限于这种情况。构成超声波诊断装置 1A 的各部 61 至 66、71 至 75 的全部或者一部分也可以在超声波诊断装置 1A 中作为硬件而具备。

[0115] 另外,相对于构成超声波诊断装置 1A 的各部 61 至 66 在使经食道心回波执行之前预先实现功能,构成超声波诊断装置 1A 的各部 71 至 75,在使用了经食道心回波的主动脉剥离的手术中实现功能。此外,在图 13 所示的超声波诊断装置 1A 中,对与图 2 所示的超声波诊断装置 1 相同的功能附以相同符号而省略说明。

[0116] 摄影区域登录部 74 具有将由位置匹配处理部 72 进行了位置匹配处理的心脏周边图像上的经食道心回波的摄影区域与摄影时刻一起登录到存储部 432 的功能。

[0117] 经过时间测定部 75 具有:取得由摄影区域登录部 74 登录到存储部 432 的心脏周边图像上的过去的经食道心回波的摄影区域和摄影时刻,针对心脏周边图像的每个部分,测定从最终的超声波摄影时刻开始的经过时间的功能。

[0118] 第 2 合成图像生成部 73A 具有:在由第 1 合成图像生成部 66 生成的第 1 合成图像上,生成表示基于由经过时间测定部 75 测定的经过时间的信息的第 2 合成图像的功能。另外,第 2 合成图像生成部 73A 也可以在由第 1 合成图像生成部 66 生成的第 1 合成图像上,生成表示由位置匹配处理部 72 取得的现在的经食道心回波的摄影区域和基于过去的经食道心回波的摄影区域以及经过时间的信息的第 2 合成图像。由第 2 合成图像生成部 73A 生成的第 2 合成图像通过显示处理部 434 在显示部 435 显示。

[0119] 图 14 是示出第 2 实施方式的超声波诊断装置 1A 中的第 2 合成图像的第 1 例的图。

[0120] 图 14 示出发生主动脉剥离、且发生了皮瓣区域的情况下的第 2 合成图像的图。算出过去的经食道心回波的摄影区域所含的剥离内膜区域以及皮瓣区域(至少一个)的经过时间、且图 14 所示的第 2 合成图像,是将经过时间的信息合成到第 1 合成图像上的图案。在图 14 所示的第 2 合成图像,根据经过时间,剥离内膜区域以及皮瓣区域的色阶分别变化。

另外,也可以设为影响分支动脉 E 的色阶根据经过时间而变化。

[0121] 图 15 是示出第 2 实施方式的超声波诊断装置 1A 中的第 2 合成图像的第 2 例的图。

[0122] 图 15 是表示发生主动脉剥离,且发生皮瓣区域的情况下的第 2 合成图像的图。算出过去的经食道心回波的摄影区域 D1、D2、…的经过时间、在图 15 中示出的第 2 合成图像,是将过去的经食道心回波的摄影区域 D1、D2、…的信息、和过去的经食道心回波的摄影区域的经过时间的信息合成到第 1 合成图像上的图像。图 15 中示出的第 2 合成图像中,经食道心回波的摄影区域 D1、D2、…的色阶分别根据经过时间而变化。

[0123] 回到图 13 的说明,第 2 合成图像生成部 73A 具有:生成在由图像生成部 42 生成的现在的经食道心回波图像,合成了第 1 合成图像上的、由位置匹配处理部 72 进行了位置匹配处理的现在的经食道心回波的摄影区域内的动脉区域以及皮瓣区域的信息的第 3 合成图像(第 3 合成图像数据)的功能。

[0124] 图 16 是示出第 2 实施方式的超声波诊断装置 1A 中的第 3 合成图像的一例的图。

[0125] 图 16 是表示发生主动脉剥离、且发生了皮瓣区域的情况下的第 3 合成图像的图。如图 16 所示,对现在的经食道心回波图像将现在的经食道心回波的摄影区域内的动脉区域 100 和图 6 所示的多个时相的皮瓣区域 A3' [T1]、A3' [T2] 的信息作为图形进行合成。在第 3 合成图像中,血液接近超声波探头 2 的区域用红色表示,远离的区域用蓝色表示。但是,如果皮瓣区域 A3' [T1]、A3' [T2] 发生,则在动脉内的血液产生乱流,乱流的区域用橙色、黄色以及绿色等表示。

[0126] 利用第 2 实施方式的超声波诊断装置 1A,在使用了经食道心回波的主动脉剥离的手术中,能够通过经食道心回波的摄影区域内的主动脉是否发生有皮瓣,是否存在受皮瓣影响的分支动脉。即,不会再有遗漏有可能被皮瓣阻塞的分支动脉的危险。由此,利用第 2 实施方式的超声波诊断装置 1A,能够准确且精度良好地进行使用了经食道心回波的主动脉剥离的手术中的皮瓣的确认。

[0127] 此外,利用第 2 实施方式的超声波诊断装置 1A,在使用了心回波的主动脉剥离的手术中,能够通过肉眼确认是否存在受剥离内膜区域影响的分支动脉。即,不再再有遗漏掉由于皮瓣在剥离内膜的范围内移动而引起的意料外的位置的血液循环障碍的危险性。由此,利用第 2 实施方式的超声波诊断装置 1,能够准确且精度良好地进行使用了心回波的主动脉剥离的手术中的皮瓣的确认。

[0128] 进而,利用第 2 实施方式的超声波诊断装置 1A,在使用了心回波的主动脉剥离的手术中,能够通过肉眼确认从最终的超声波摄影时刻开始的经过时间。通过设为能由肉眼确认经过时间,而能够把握是否确认了何时、何地。在主动脉剥离中,在手术中定期地确认血管的血流状态,所以通过把握是否确认了何时、何地,能够防止确认遗漏而引起的血流障碍。由此,利用第 2 实施方式的超声波诊断装置 1A,能够准确且精度良好地进行使用了心回波的主动脉剥离的手术中的皮瓣的确认。

[0129] 以上,说明了本发明的若干实施方式,但这些实施方式作为例子而提示,并不意图要限定发明的范围。这些新颖的实施方式,能够由其它各种各样的方式实施,能够在不脱离发明的要旨的范围中进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式、及其变形包含于发明的范围、要旨的同时,包含与权利要求书所记载的发明及其等同的范围中。

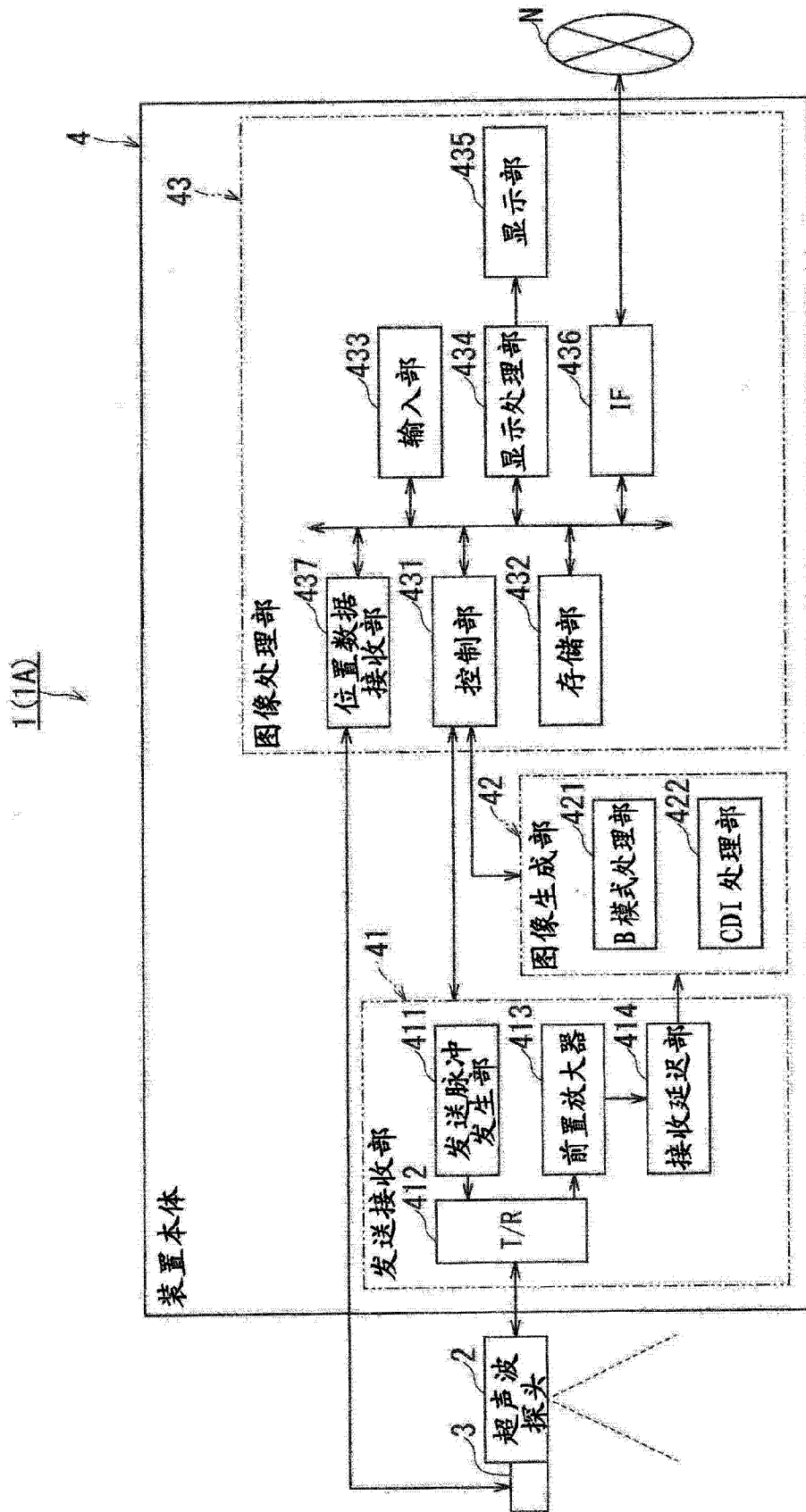


图 1

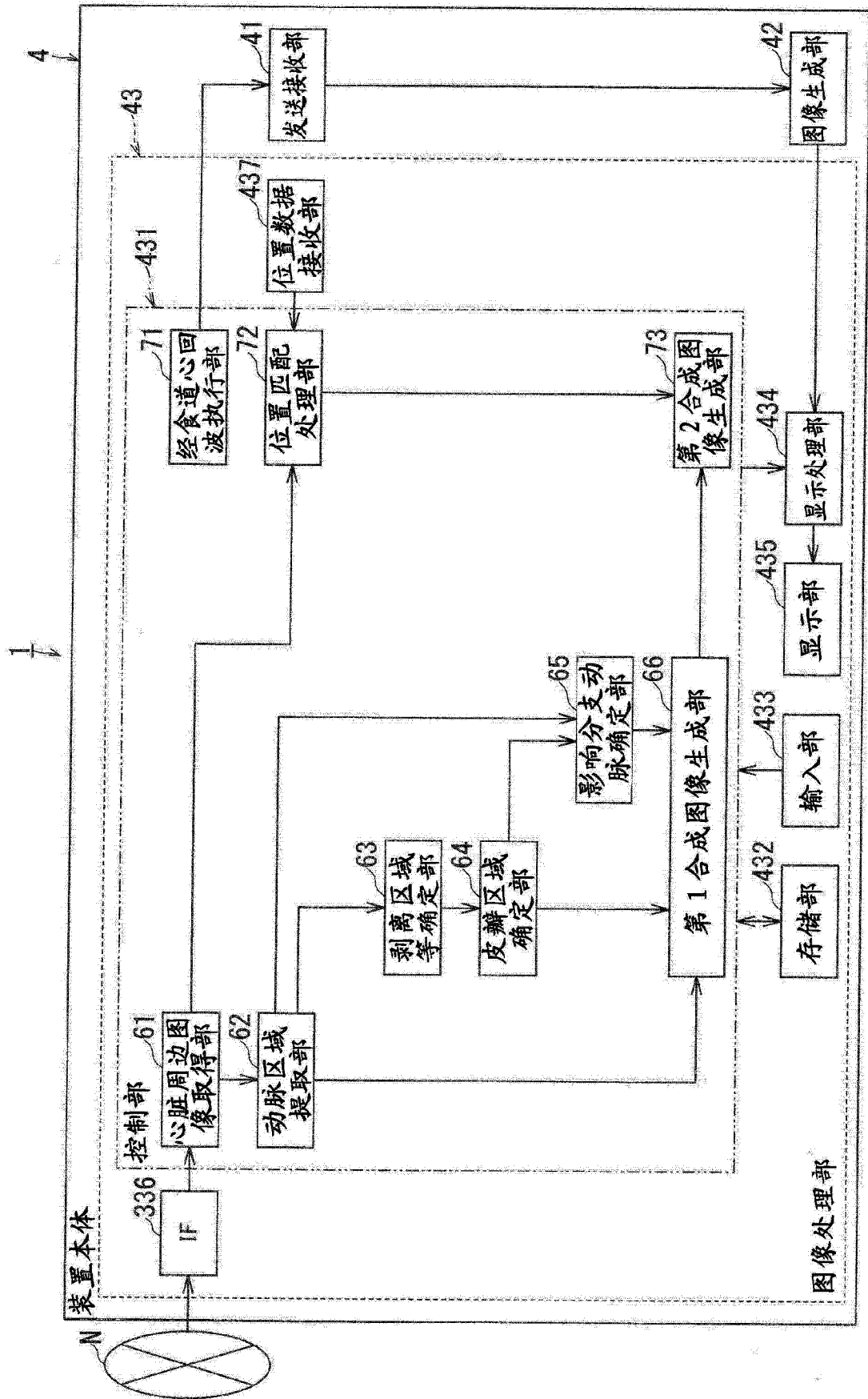


图 2

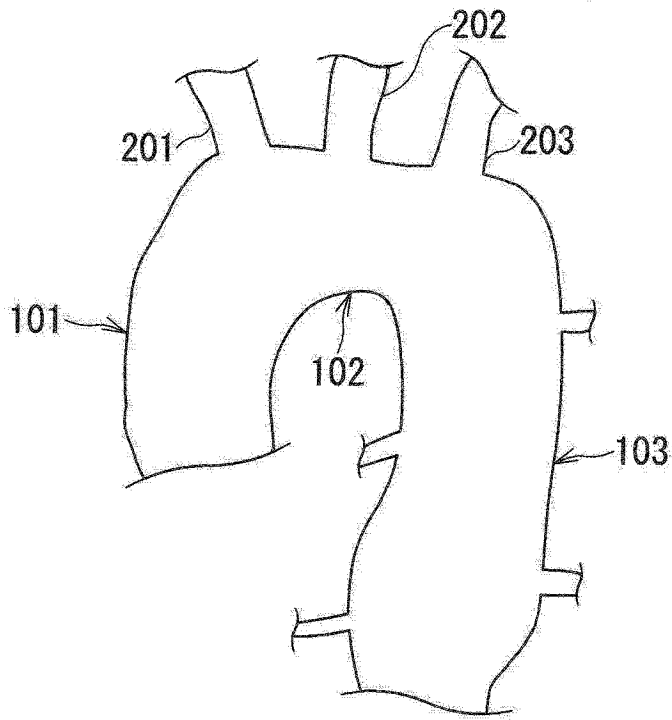


图 3

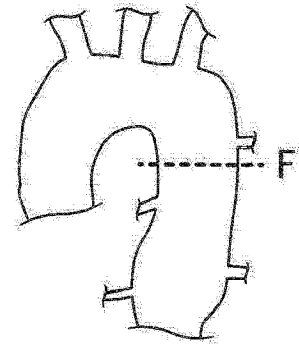


图 4A

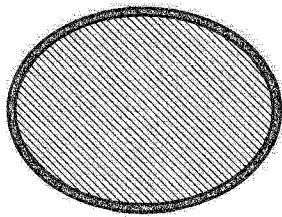


图 4B

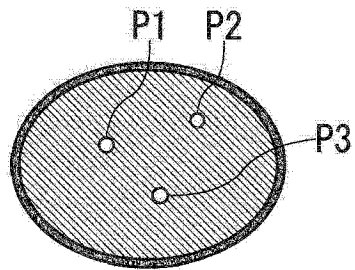


图 4C

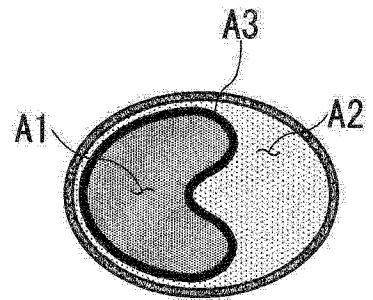


图 4D

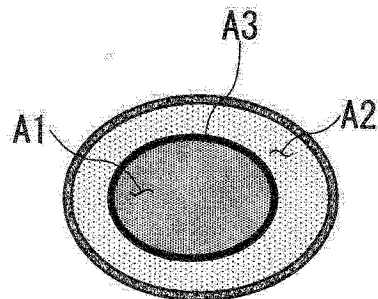


图 4E

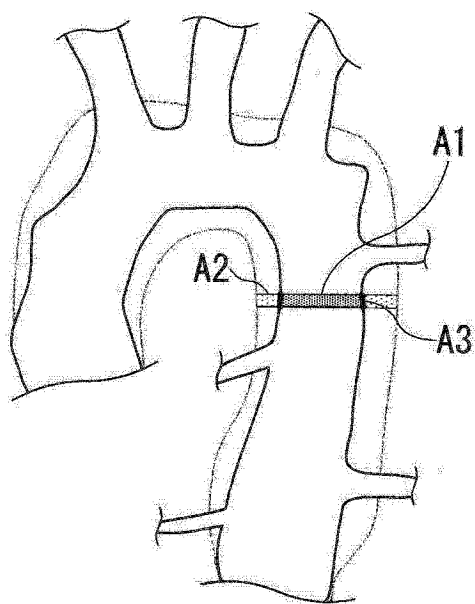


图 5A

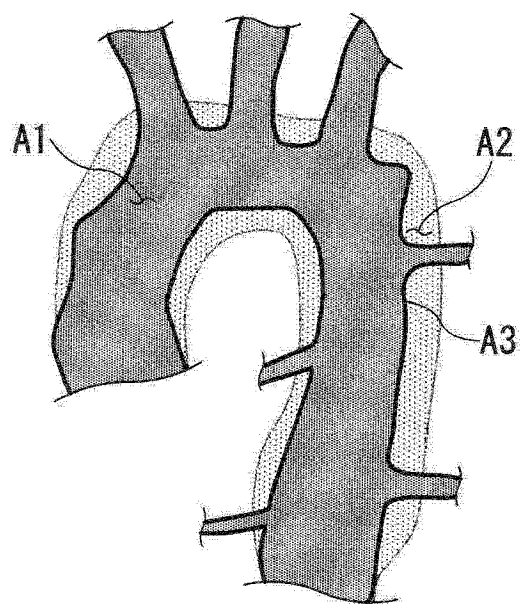


图 5B

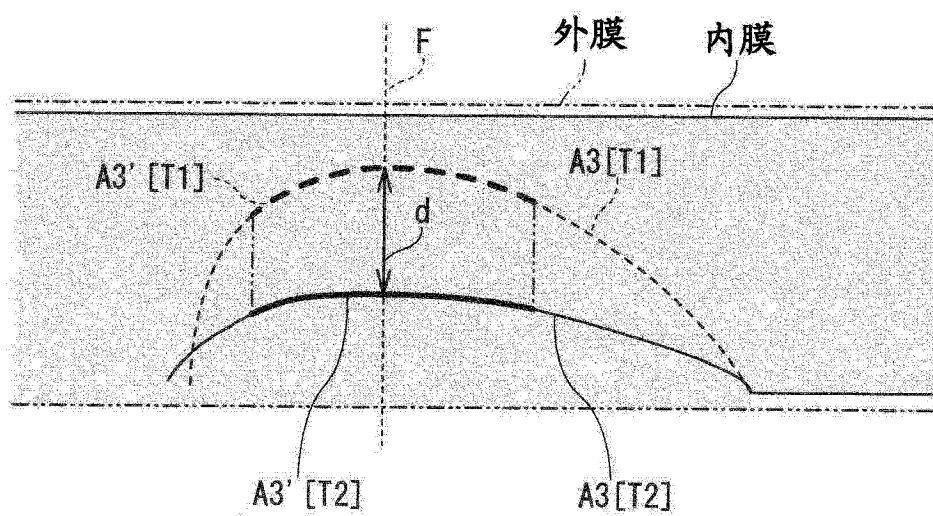


图 6

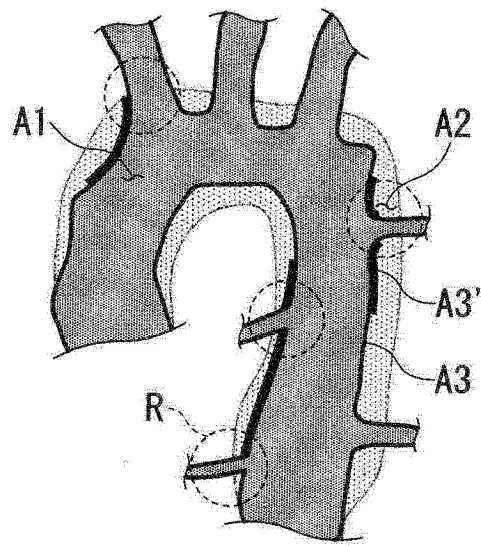


图 7

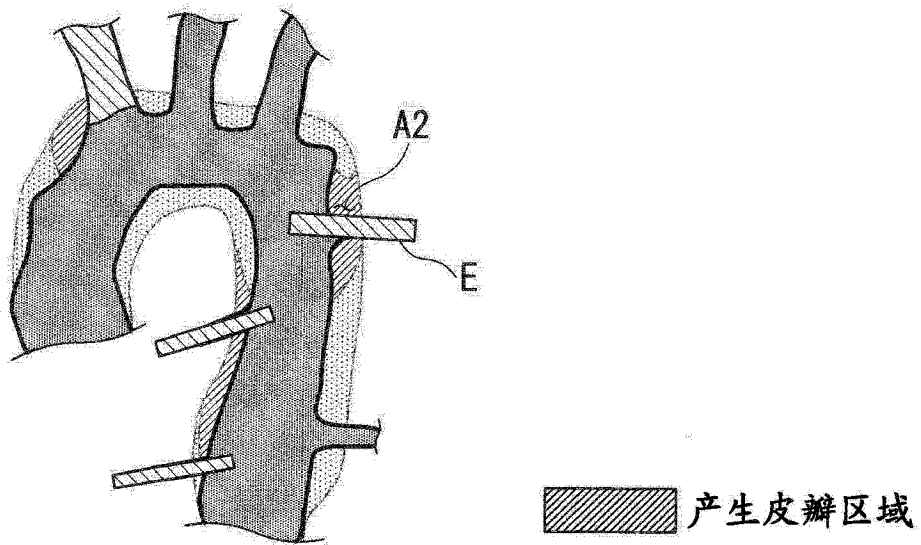


图 8

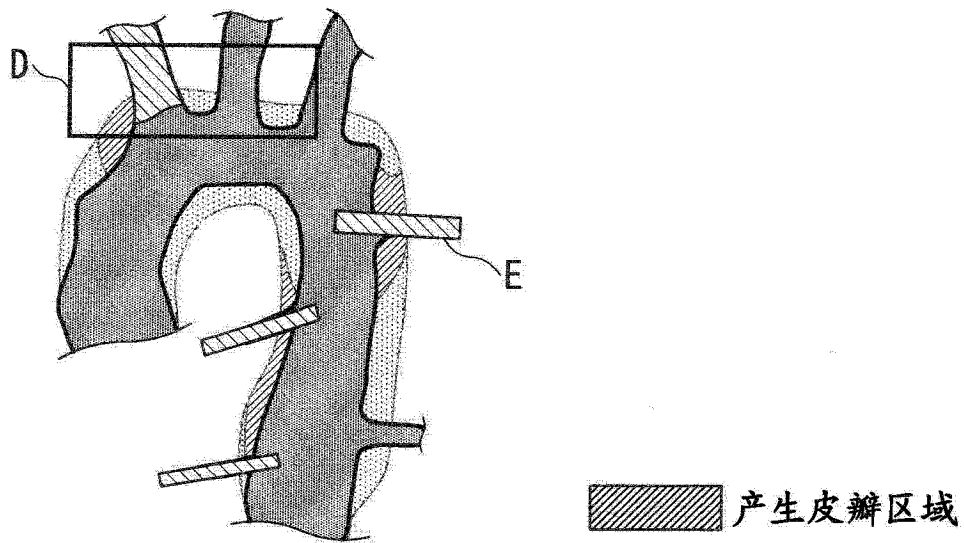


图 9

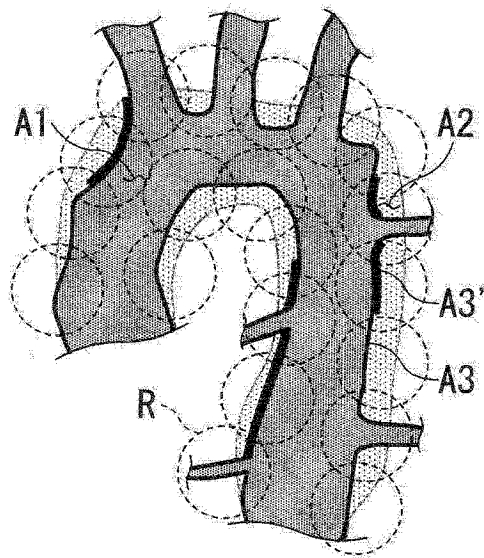


图 10

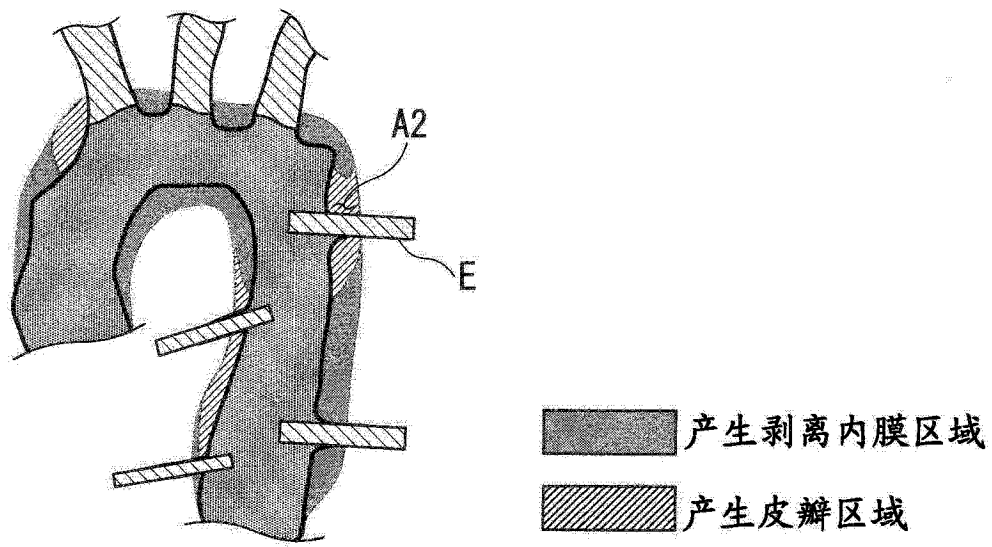


图 11

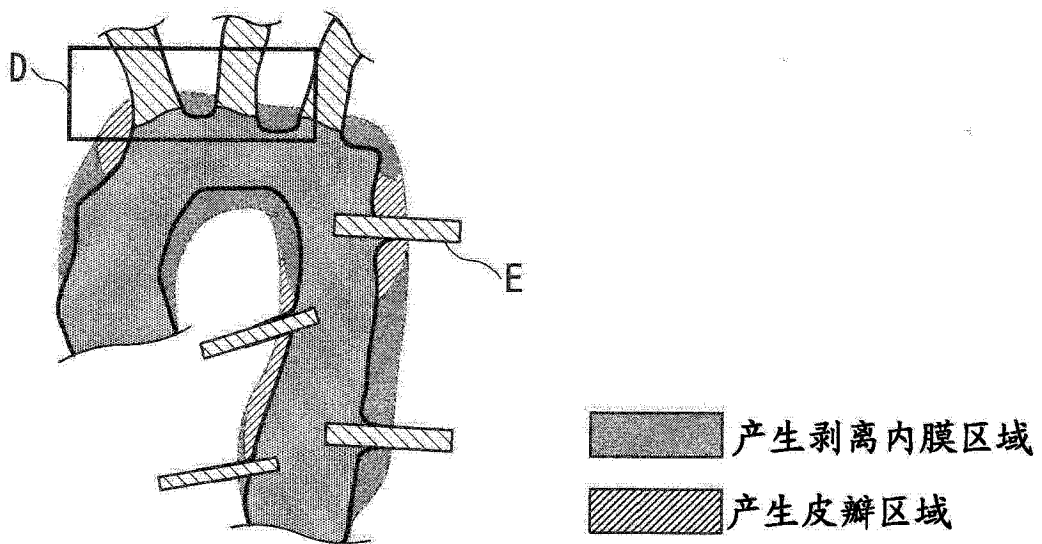


图 12

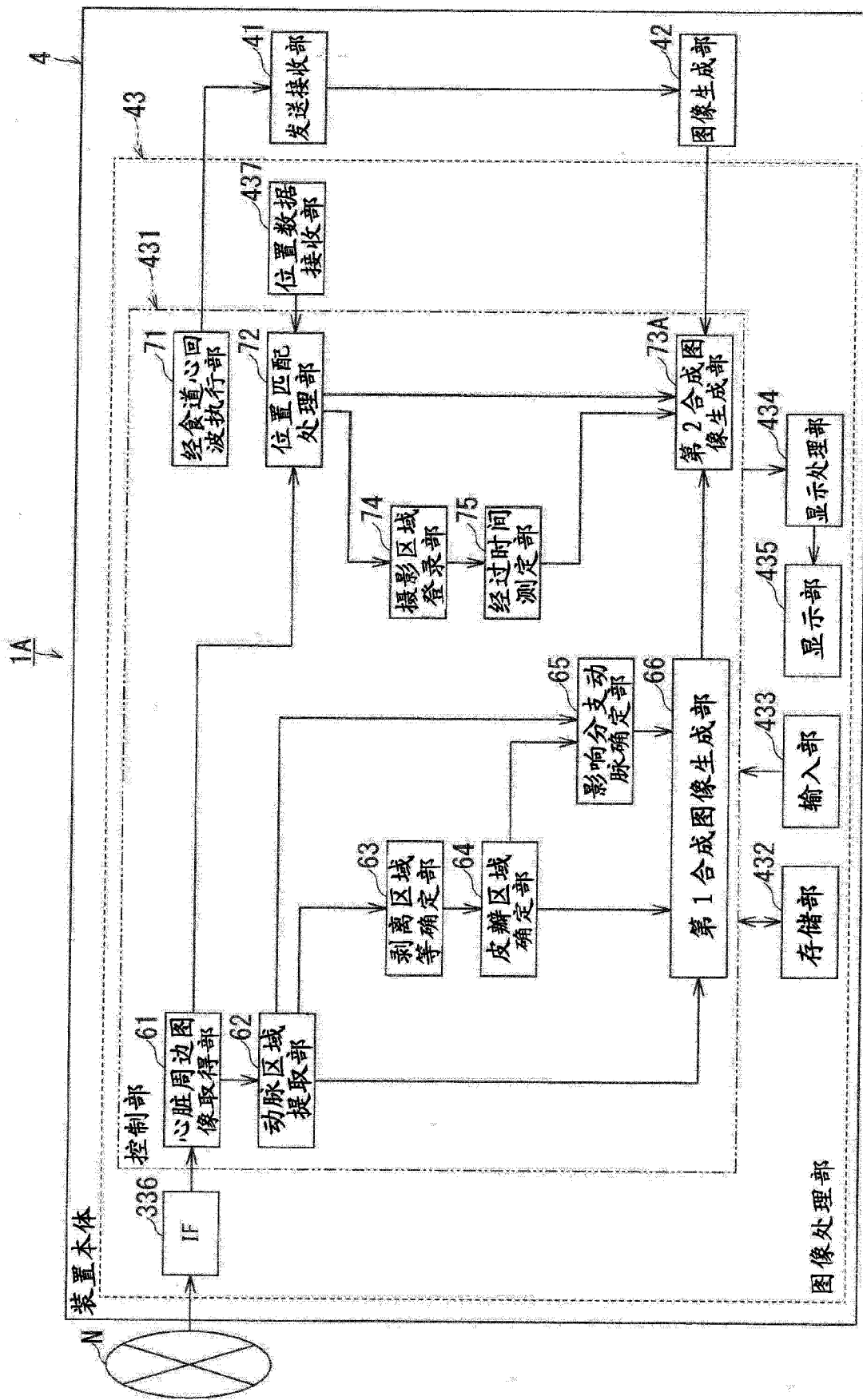


图 13

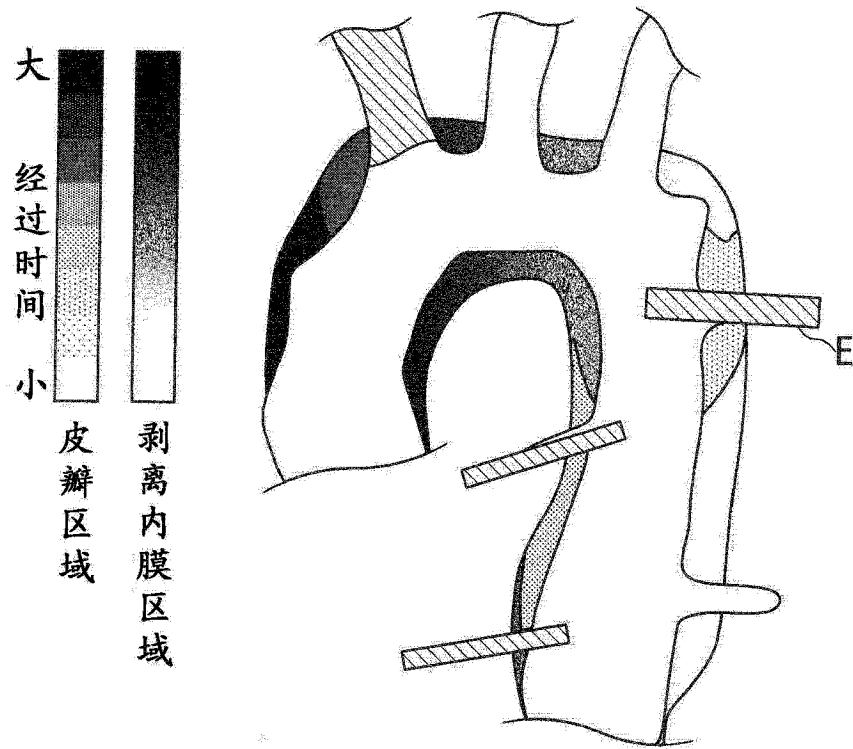


图 14

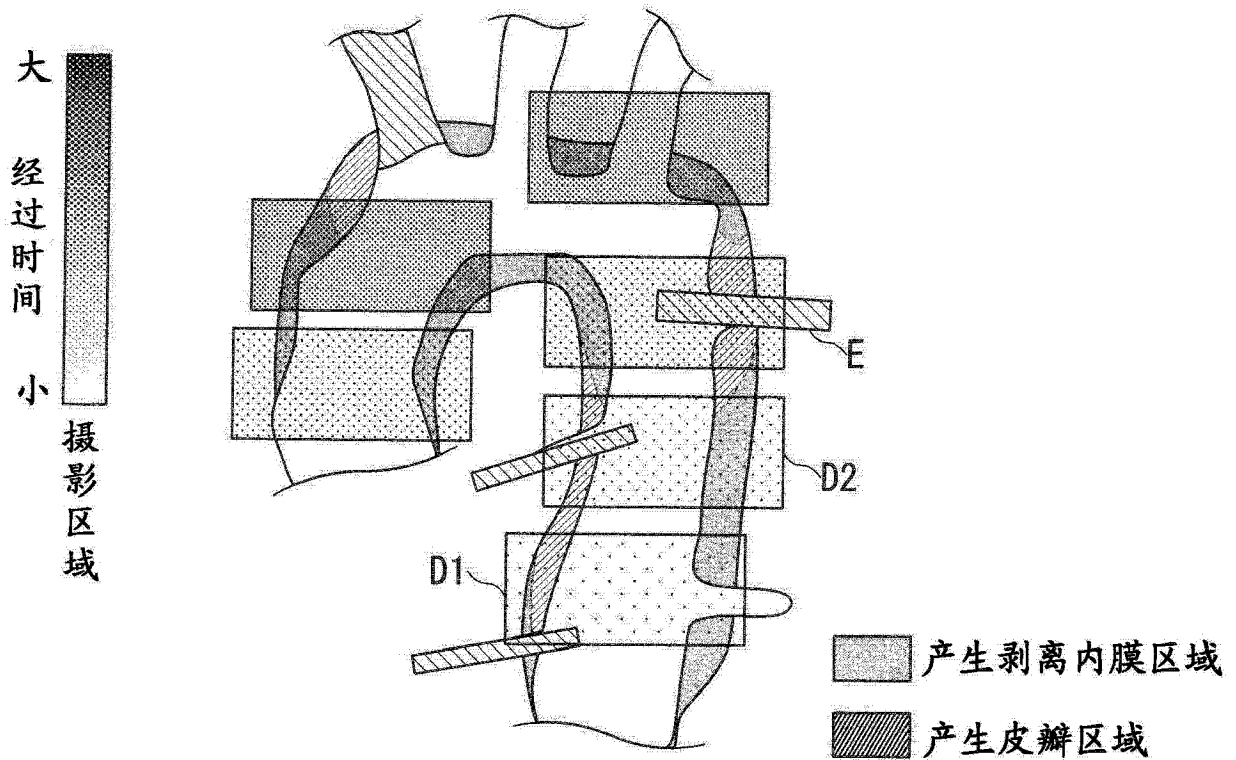


图 15

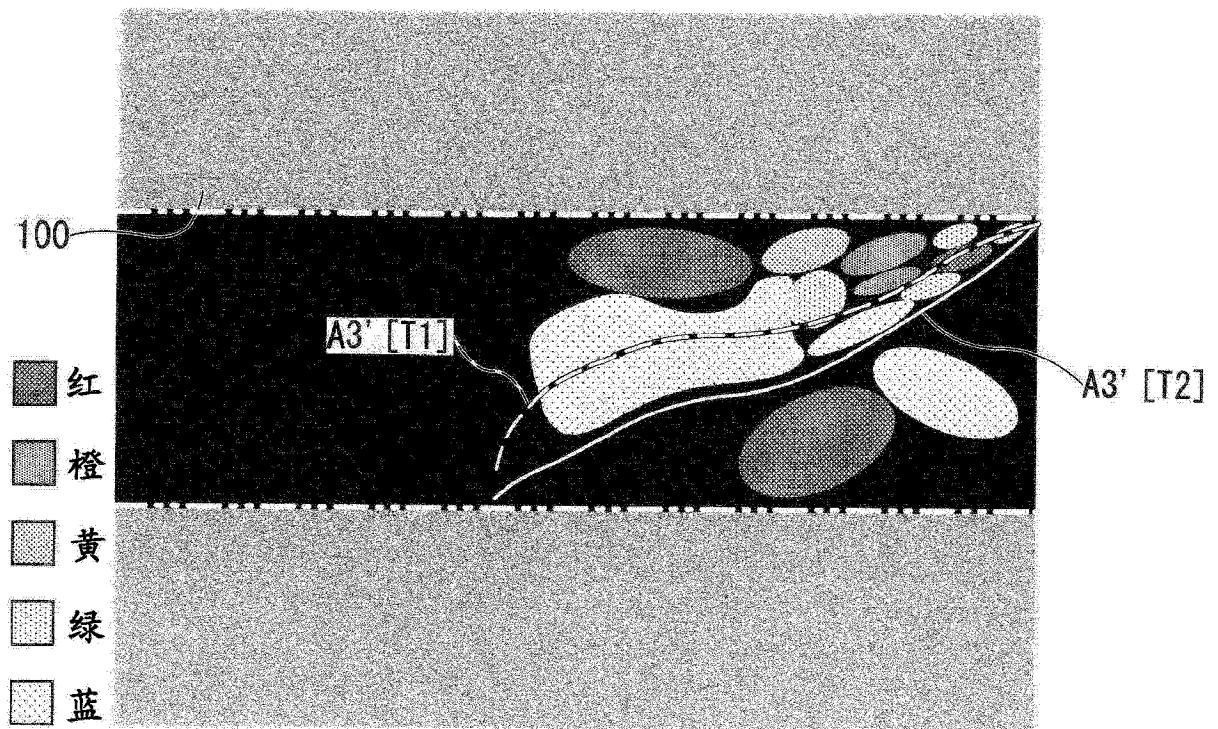


图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断支援方法		
公开(公告)号	CN103300879B	公开(公告)日	2015-07-08
申请号	CN201310071746.7	申请日	2013-03-07
[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	山守恭平 川崎友宽 篠田健辅		
发明人	山守恭平 川崎友宽 篠田健辅		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4245 A61B8/13 A61B8/4254 A61B8/0883 A61B8/5207 A61B8/463 A61B8/461 A61B8/0891 A61B8/54 A61B8/12		
优先权	2012050926 2012-03-07 JP		
其他公开文献	CN103300879A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的一实施方式涉及显示心回波图像的超声波诊断装置及超声波诊断支援方法。提供能准确且高精度进行使用心回波的主动脉剥离术中的皮瓣确认的超声波诊断装置及超声波诊断支援方法。超声波诊断装置具有生成含主动脉的心回波图像的图像生成部、取得含主动脉的心脏周边图像的心脏周边图像取得部、根据心脏周边图像提取动脉区域的动脉区域提取部、根据动脉区域确定皮瓣区域的皮瓣区域确定部、对动脉区域合成皮瓣区域的信息而生成第1合成图像的图像生成部、根据位置数据信号在心脏周边图像上将心回波的摄影区域位置匹配的位置匹配处理部、生成在第1合成图像上合成表示位置匹配处理后的摄影区域的信息的第2合成图像的图像生成部。

