



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101791230 B

(45) 授权公告日 2012.08.08

(21) 申请号 201010107202.8

(22) 申请日 2010.01.29

(30) 优先权数据

2009-020678 2009.01.30 JP

2009-274675 2009.12.02 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 阿部康彦 川岸哲也

(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 孙蕾

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2008-73301 A, 2008.04.03, 全文.

JP 特开 2008-188163 A, 2008.08.21, 全文.

JP 特开 2006-187484 A, 2006.07.20, 全文.

审查员 李尧

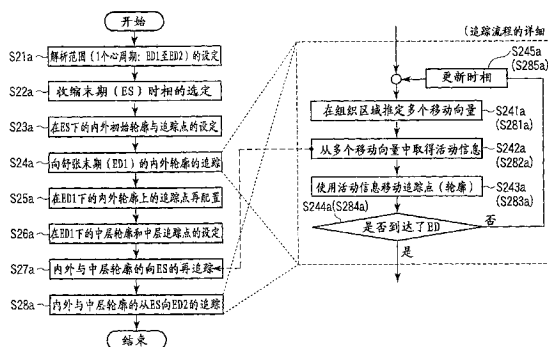
权利要求书 4 页 说明书 12 页 附图 14 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用
图像诊断装置

(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、医用图像诊断装置、医用图像处理装置、超声波图像处理方法以及医用图像处理方法。对心脏壁所代表的进行收缩、舒张运动的运动组织，在 ED1 至 ED2 的 1 个心周期进行追踪处理时，根据活动信息追踪在收缩末期 ES 初始设定的轮廓位置（追踪点）直到舒张末期 ED1 为止，之后在该舒张末期 ED 进行再配置，并且决定中层位置，根据已经求出的活动信息追踪包含再配置的中层位置的追踪点，然后再进行顺行追踪直到 ED2 为止。或者，通过多个中层路径候补实施从 ES 到 ED1 的最初的逆行追踪处理，探索通过在 ED1 再配置的内外膜轮廓或中层上的追踪点的路径，能够正确生成评价内外分离了的心壁的运动信息。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

数据取得单元,对至少 1 周期以上的规定期间取得超声波扫描被检体的周期性运动的诊断部位而取得的二维或三维的空间性的接收信号;

数据生成单元,使用上述空间性的接收信号,生成二维或三维的时间序列的超声波图像数据;

关心区域设定单元,对上述规定期间内的第 1 时相下的上述超声波图像数据,设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;

第 1 追踪单元,使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,进行追踪上述第 1 时相以外的上述关心区域的位置信息的第 1 追踪处理;

中层设定单元,对与上述第 1 时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第 2 时相下的上述超声波图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的 1 个以上的中层的位置;

第 2 追踪单元,使用上述活动信息,进行追踪上述第 2 时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第 2 追踪处理。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述中层设定单元通过在各个对应的外膜或者内膜上确定在与内膜或者外膜上的某 1 点相关的局部法线方向上取得的相当于内外膜间的厚度的成为一对的 1 点,并平分相当于上述厚度的一对之间的位置,从而设定上述中层的位置。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第 2 追踪单元将上述第 2 时相作为开始时相,进行追踪上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的上述第 2 追踪处理。

4. 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 追踪单元在上述第 1 时相中设定的上述关心区域的内部设定上述中层位置的多处候补点,

使用通过上述第 1 追踪处理取得的与上述多处候补点对应的多个追踪路径中通过与在上述第 2 时相中期待的中层位置相关的最近的位置的追踪路径,进行上述第 2 追踪处理。

5. 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:

图像生成单元,生成用于以规定形式将至少使用上述中层的位置信息所定义的运动信息与上述超声波图像数据重叠或并列显示的运动信息图像;

显示单元,显示生成的上述运动信息图像。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元设定由通过上述第 2 追踪处理取得的相当于内外膜的上述关心区域的至少一方的轮廓位置、相当于 1 个以上的上述中层的轮廓位置、以及将上述关心区域划分为规定数的分区的厚度方向的分割线的位置构成的框线,

在上述规定期间的各时相的超声波图像数据上,生成使上述框线与对应的位置重叠的上述运动信息图像。

7. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述图像生成单元设定规定个数的由连结通过上述第 2 追踪处理取得的相当于内外膜的上述关心区域的 2 个端点与存在于该端点间的 1 个以上的中层点的多个线段构成的应

变规，

作为上述运动信息图像，生成在上述规定期间的各时相的超声波图像数据上使上述各应变规与对应位置重叠的应变规图像。

8. 一种超声波图像处理装置，其特征在于，包括：

存储单元，对至少 1 周期以上的规定期间存储超声波扫描被检体的周期性运动的诊断部位而取得的二维或三维的空间性的接收信号；

关心区域设定单元，使用上述空间性的接收信号，对二维或三维的时间序列的超声波图像数据设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域；

第 1 追踪单元，使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息，进行追踪第 1 时相以外的上述关心区域的位置信息的第 1 追踪处理；

中层设定单元，对与上述第 1 时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第 2 时相下的上述超声波图像数据，设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的 1 个以上的中层的位置；

第 2 追踪单元，使用上述活动信息，进行追踪上述第 2 时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第 2 追踪处理。

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：

上述中层设定单元通过在各个对应的外膜或者内膜上确定在与内膜或者外膜上的某 1 点相关的局部法线方向上取得的相当于内外膜间的厚度的成为一对的 1 点，并平分相当于上述厚度的一对之间的位置，从而设定上述中层的位置。

10. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述第 2 追踪单元将上述第 2 时相作为开始时相，进行追踪上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的上述第 2 追踪处理。

11. 根据权利要求 8 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述第 2 追踪单元在上述第 1 时相中设定的上述关心区域的内部设定上述中层位置的多处候补点，

使用通过上述第 1 追踪处理取得的与上述多处候补点对应的多个追踪路径中通过与在上述第 2 时相中期待的中层位置相关的最近的位置的追踪路径，进行上述第 2 追踪处理。

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，还包括：

图像生成单元，生成用于以规定形式将至少使用上述中层的位置信息所定义的运动信息与上述超声波图像数据重叠或并列显示的运动信息图像；

显示单元，显示生成的上述运动信息图像。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述图像生成单元设定由通过上述第 2 追踪处理取得的相当于内外膜的上述关心区域的至少一方的轮廓位置、相当于 1 个以上的上述中层的轮廓位置、以及将上述关心区域划分为规定数的分区的厚度方向的分割线的位置构成的框线，

生成在上述规定期间的各时相的超声波图像数据上使上述框线与对应的位置重叠的上述运动信息图像。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波图像处理装置，其特征在于：

上述图像生成单元设定规定个数的由连结通过上述第 2 追踪处理取得的相当于内外

膜的上述关心区域的 2 个端点与存在于该端点间的 1 个以上的中层点的多个线段构成的应变规,

作为上述运动信息图像,生成在上述规定期间的各时相的超声波图像数据上使上述各应变规与对应位置重叠的应变规图像。

15. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,包括:

数据取得单元,对至少 1 周期以上的规定期间取得与被检体的周期性运动的诊断部位相关的二维或三维的时间序列的图像数据;

关心区域设定单元,对上述规定期间内的第 1 时相下的上述图像数据,设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;

第 1 追踪单元,使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,进行追踪上述第 1 时相以外的上述关心区域的位置信息的第 1 追踪处理;

中层设定单元,对与上述第 1 时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第 2 时相下的上述图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的 1 个以上的中层的位置;

第 2 追踪单元,使用上述活动信息,进行追踪上述第 2 时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第 2 追踪处理。

16. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:

存储单元,对至少 1 周期以上的规定期间存储与被检体的周期性运动的诊断部位相关的二维或三维的时间序列的图像数据;

关心区域设定单元,对上述规定期间内的第 1 时相下的上述图像数据,设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;

第 1 追踪单元,使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,进行追踪上述第 1 时相以外的上述关心区域的位置信息的第 1 追踪处理;

中层设定单元,对与上述第 1 时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第 2 时相下的上述图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的 1 个以上的中层的位置;

第 2 追踪单元,使用上述活动信息,进行追踪上述第 2 时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第 2 追踪处理。

17. 一种超声波图像处理方法,是对至少 1 周期以上的规定期间超声波扫描被检体的周期性运动的诊断部位而取得的二维或三维的空间性的接收信号,使用医用工作站来执行的超声波图像处理方法,该超声波图像处理方法的特征在于,包括:

使用上述空间性的接收信号,对二维或三维的时间序列的超声波图像数据设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;

使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,执行追踪第 1 时相以外的上述关心区域的位置信息的第 1 追踪处理;

对与上述第 1 时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第 2 时相下的上述超声波图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的 1 个以上的中层的位置;

使用上述活动信息,执行追踪上述第 2 时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第 2 追踪处理。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:

在上述中层的位置设定中,通过在各个对应的外膜或者内膜上确定在与内膜或者外膜上的某 1 点相关的局部法线方向上取得的相当于内外膜间的厚度的成为一对的 1 点,并平分相当于上述厚度的一对之间的位置,从而设定上述中层的位置。

19. 根据权利要求 17 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:

在上述第 2 追踪处理中,将上述第 2 时相作为开始时相,进行追踪上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的上述第 2 追踪处理。

20. 根据权利要求 17 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:

在上述第 2 追踪中,

在上述第 1 时相中设定的上述关心区域的内部设定上述中层位置的多处候补点,

使用通过上述第 1 追踪处理取得的与上述多处候补点对应的多个追踪路径中通过与在上述第 2 时相中期待的中层位置相关的最近的位置的追踪路径,进行上述第 2 追踪处理。

21. 根据权利要求 17 所述的超声波图像处理方法,其特征在于,还包括:

生成用于以规定形式将至少使用上述中层的位置信息所定义的运动信息与上述超声波图像数据重叠或并列显示的运动信息图像,

显示生成的上述运动信息图像。

22. 根据权利要求 21 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:

在上述图像生成中,

设定由通过上述第 2 追踪处理取得的相当于内外膜的上述关心区域的至少一方的轮廓位置、相当于 1 个以上的上述中层的轮廓位置、以及将上述关心区域划分为规定数的分区的厚度方向的分割线的位置构成的框线,

在上述规定期间的各时相的超声波图像数据上,生成使上述框线与对应位置重叠的上述运动信息图像。

23. 根据权利要求 21 所述的超声波图像处理方法,其特征在于:

在上述图像生成中,

设定规定个数的由连结通过上述第 2 追踪处理取得的相当于内外膜的上述关心区域的 2 个端点与存在于该端点间的 1 个以上的中层点的多个线段构成的应变规,

作为上述运动信息图像,生成在上述规定期间的各时相的超声波数据上使上述各应变规与对应位置重叠的应变规图像。

24. 一种医用图像处理方法,是对于被检体的周期性运动的诊断部位,针对至少一个周期以上的规定期间的二维或三维的时间序列的图像数据,使用医用工作站来执行的医用图像处理方法,该医用图像处理方法的特征在于,包括:

对上述规定期间内的第 1 时相下的上述图像数据,设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;

使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,进行追踪上述第 1 时相以外的上述关心区域的位置信息的第 1 追踪处理;

对与上述第 1 时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第 2 时相下的上述图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的 1 个以上的中层的位置;

使用上述活动信息,执行追踪上述第 2 时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第 2 追踪处理。

超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2009 年 1 月 30 日提交的在日的日本专利申请 No. 2009-020678、2009 年 12 月 2 日提交的在日的日本专利申请 No. 2009-274675 并要求其为优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明涉及可以取得心壁运动信息等组织运动信息的超声波诊断装置、使用由该超声波诊断装置取得的组织运动信息进行图像处理的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置、医用图像处理装置、超声波图像处理方法以及医用图像处理方法。

背景技术

[0004] 关于超声波诊断,只需将超声波探头贴近体表的简单操作即可以实时显示方式取得心脏跳动或胎儿活动的情况,并且由于安全性高所以可以重复进行检查。另外,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至床边的检查等,可以说是简便的诊断方法。在该超声波诊断中使用的超声波诊断装置根据其具备的功能的种类而存在多种多样地不同,目前正在开发一种单手便可携带的小型超声波诊断装置,超声波诊断不受像 X 射线等那样被辐射的影响,故可以在妇产科或上门医疗服务等领域中使用。

[0005] 客观且定量地评价心肌等生物体组织的功能,对其组织的诊断是非常重要的。近年来,利用上述超声波诊断装置,主要以心脏为例尝试各种各样的定量评价法。例如,如日本特开 2003-175041 号公报、日本特开 2003-250804 号公报所记载那样,通过一边进行二维或三维图像中的局部模式匹配一边通过检测出局部区域的活动,运算位移或变形这样的局部壁运动信息并加以显示的散斑追踪技术(SpeckleTracking:以下称为“ST”技术)已经得到实用化了。并且,使用这些 ST 法,例如如日本特开 2009-78136 号公报、日本特愿 2008-160744 号公报所记载那样,变形测量用的连结 2 点间的一对的“应变规(ストレーンゲージ)”的显示已经被公知。在这些以往的应变规显示中,对将壁厚内外分离后的局部应变规显示也进行了叙述,能够在具有多层构造的心肌内分离例如内膜侧与外膜侧,观察详细的壁运动的情况。

[0006] 在此,关于将心肌内分为内膜侧与外膜侧进行评价的临床具体意义的例子,如在 Kuwada Y et al:Transmural Heterogeneity of the LeftVentricular Wall: Subendocardial Layer and Subepicardial Layer. Jpn J Cardiol 2000 ;35 ;205-218 中的那样,壁厚变化率(Radial Strain)在壁内不是一样的,例如在健康的心肌内内膜侧伸缩约是外膜侧的 2 倍。另一方面,举出了由于在缺血性心脏疾病所代表的大部分心脏疾病中是从内膜侧受到障碍,所以通过评价内膜侧的变形,能够进行更敏锐的诊断的情况。特别是在上述 Kuwada Y et al、或者 Maruo T et al. Am J Physiol 2007 ;292 :H921-927、或 T. Ishizu et al:“Impaired Subendocardial and Compensated Subepicardial Wall Thickening at Rest in Patients with Severe Coronary Stenosis but Visually

NormalWall Motion”, JCS2008 abstrac 等中示出了在心内膜下缺血时,有时内膜侧的壁厚变化下降而另一方面外膜侧的壁厚变化则对其进行补偿性地增大的情况。

[0007] 另外,在日本特开 2009-78136 号公报所记载的以往的方法中,示出了在收缩末期 (End-Systole :ES) 时相下设定内外膜的初始轮廓,并且作为在初始轮廓中的内外膜的中点决定中膜位置来进行追踪的方法。这是因为由于当在心脏的短轴图像上在舒张末期 (End-Diastole :ED) 时相下设定初始轮廓并开始追踪时,由于离面运动 (out-of-plane motion) (偏离平面的运动) 的影响在内膜边界部位出现相关低的内膜的回波模式 (A) 的原因使内膜轮廓的追踪发生偏离的情况较多。

[0008] 在此,为了在 ST 中高精度求出组织的活动信息,只在组织区域进行移动向量的推定。组织区域最初是根据初始轮廓来决定的,在剩余的时相是通过使用基于推定的移动向量的活动信息被追踪的轮廓来决定的。在此,考虑有时由于散斑的噪音或变动引起移动向量存在不正当的方向,因此在 ST 中一般进行在空间上推定多个移动向量,通过统计处理去掉不正当的方向的处理。并且,在求出追踪作为对象的轮廓位置所需要的活动信息时,优选使用多个通过统计处理选定所剩下的最靠近的移动向量进行空间插补。

[0009] 在这样一连串的 ST 处理中,在由于上述离面运动 (out-of-planemotion) 的影响在内膜边界部位出现了相关低的内膜的回波模式的情况下,在收缩期中内膜的轮廓位置到目前为止从作为心肌组织的边界的部分向心腔内部移动。此时如果发生相关低的模式匹配,则由于剩下的高精度的移动向量在最近位置变少的影响下活动信息的精度下降,追踪容易发生偏离。

[0010] 与之相反,在从 ES 开始追踪时,在收缩期中在时间上逆行上述 (A) 时,内膜的轮廓到目前为止从作为心肌组织的边界的部分向心肌内部移动。由此,从组织部位取得的高精度的移动向量的个数相对较多,因此剩下来的移动向量的精度提高,追踪很难发生偏离,因此,在短轴图像中从 ES 开始追踪比从 ED 开始追踪的追踪精度变高。

[0011] 根据这种分析,在以往的方法中,依据以下情形,存在不能正确评价分离了内外膜的壁厚变化率 (Radial Strain) RS(t) 的问题。

[0012] 即,在 ED 时相将内外膜之间的壁厚方向的长度作为基准长 L_0 ,壁厚变化率 RS(t) 作为在各时相 (t) 下的长度 $L(t)$ 的变化率使用下面的算式被得到。

[0013] $RS(t) = 100 * (L(t) - L_0) / L_0 [\%]$ (式 1)

[0014] 在 ES 时相附近 RS(t) 存在峰值,该 RS 的峰值反映了局部心肌的收缩能力。

[0015] 一方面,为了评价分离了内外的 RS(t),在 ED 时相下 2 等分壁厚的位置处决定中层位置,求出内膜与中层之间的长度的变化率 $RS_{inner}(t)$ 、以及中层与外膜之间的长度的变化率 $RS_{outer}(t)$ 。此时,为了正确评价内外各个 RS(t) 在 ES 时相附近的值,需要从 ED 向 ES 追踪并取得上述中层位置。即使从 ED 开始追踪,只要内外膜位置的追踪是正确的,就不会特别地产生问题。但是如上所述,在短轴图像中如果从 ED 开始追踪,则内膜位置的追踪精度差,因此在内外分离以前不能正确评价壁厚整体的 RS。

[0016] 当为了正确评价壁厚整体的 RS(t) 而从 ES 开始追踪时,由于在 ES 时相下设定的 2 等分内外膜的壁厚的位置处提供并从 ES 向 ED 追踪而取得中层位置,因此在追踪后的 ED 的中层位置与原来定义的在 ED 下的 2 等分内外膜间的厚度方向的位置不同。

[0017] 图 14A 与图 14B 使用简单的模型示出了该问题的情况。为了简单而在一维下考

虑该模型,纵轴与壁厚方向对应、横轴与时间方向对应。如图示所示设定的值分别为 $RS_inner(ES) = 160\%$ 、 $RS_outer(ES) = 80\%$ 、壁厚 $WT(ED) = 10mm$,因此 $WT(ES) = 22mm$ 。在 ED 被 2 等分的内膜侧设定为伸长外膜侧的 2 倍。

[0018] 如图 14A 所示,如果在 ED 下二分中层,则内外 L0 都为 5mm。并且,在 ES 取得按设定值那样的 $RS(ES)$ 的中层位置从外膜来看为 9mm 的位置,从内膜来看为 13mm 的位置。

[0019] 另一方面,如图 14B 所示,如果在 ES 下二分中层,则在 ES 下的中层位置从内外膜来看都为 11mm。由于该位置被包含在设定为 160% 的 $RS_inner(ES)$ 的区域中,所以像 $RS_inner(ES) = 160\%$ 那样逆算在 ED 下的中层位置时,从外膜来看为 5.77mm 的位置,从内膜来看为 4.23mm 的位置。此时,则与设定值相比外膜侧被过大评价为 $RS_outer(ES) = 91\%$,其结果,被观察为内膜侧仅伸长了外膜侧的 1.77 倍。

发明内容

[0020] 本发明是鉴于上述事情而完成的,其目的在于:提供更正确地评价分离了心脏的内外膜的壁厚变化率的超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置、医用图像处理装置、超声波图像处理方法以及医用图像处理方法。

[0021] 根据本发明的技术方案提供一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:数据取得单元,对至少 1 周期以上的规定期间取得超声波扫描被检体的周期性运动的诊断部位而取得的二维或三维的空间性的接收信号;数据生成单元,使用上述空间性的接收信号,生成二维或三维的时间序列的超声波图像数据;关心区域设定单元,对上述规定期间内的第 1 时相下的上述超声波图像数据,设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;第 1 追踪单元,使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,进行追踪上述第 1 时相以外的上述关心区域的位置信息的第 1 追踪处理;中层设定单元,对与上述第 1 时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第 2 时相下的上述超声波图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的 1 个以上的中层的位置;第 2 追踪单元,使用上述活动信息,进行追踪上述第 2 时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第 2 追踪处理。

[0022] 根据本发明的另一技术方案提供一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:存储单元,对至少 1 周期以上的规定期间存储超声波扫描被检体的周期性运动的诊断部位而取得的二维或三维的空间性的接收信号;关心区域设定单元,使用上述空间性的接收信号,对二维或三维的时间序列的超声波图像数据设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;第 1 追踪单元,使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,进行追踪上述第 1 时相以外的上述关心区域的位置信息的第 1 追踪处理;中层设定单元,对与上述第 1 时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第 2 时相下的上述超声波图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的 1 个以上的中层的位置;第 2 追踪单元,使用上述活动信息,进行追踪上述第 2 时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第 2 追踪处理。

[0023] 根据本发明的另一技术方案提供一种医用图像诊断装置,其特征在于,包括:数据取得单元,对至少 1 周期以上的规定期间取得与被检体的周期性运动的诊断部位相关的二维或三维的时间序列的图像数据;关心区域设定单元,对上述规定期间内的第 1 时相下的

上述图像数据,设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;第1追踪单元,使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,进行追踪上述第1时相以外的上述关心区域的位置信息的第1追踪处理;中层设定单元,对与上述第1时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第2时相下的上述图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的1个以上的中层的位置;第2追踪单元,使用上述活动信息,进行追踪上述第2时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第2追踪处理。

[0024] 根据本发明的另一技术方案提供一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:存储单元,对至少1周期以上的规定期间存储与被检体的周期性运动的诊断部位相关的二维或三维的时间序列的图像数据;关心区域设定单元,对上述规定期间内的第1时相下的上述图像数据,设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;第1追踪单元,使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,进行追踪上述第1时相以外的上述关心区域的位置信息的第1追踪处理;中层设定单元,对与上述第1时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第2时相下的上述图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的1个以上的中层的位置;第2追踪单元,使用上述活动信息,进行追踪上述第2时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第2追踪处理。

[0025] 根据本发明的另一技术方案提供一种超声波图像处理方法,是对至少1周期以上的规定期间超声波扫描被检体的周期性运动的诊断部位而取得的二维或三维的空间性的接收信号,使用医用工作站来执行的超声波图像处理方法,该超声波图像处理方法的特征在于,包括:使用上述空间性的接收信号,对二维或三维的时间序列的超声波图像数据设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,执行追踪上述第1时相以外的上述关心区域的位置信息的第1追踪处理;对与上述第1时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第2时相下的上述超声波图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的1个以上的中层的位置;使用上述活动信息,执行追踪上述第2时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第2追踪处理。

[0026] 根据本发明的另一技术方案提供一种医用图像处理方法,是对于被检体的周期性运动的诊断部位,针对至少一个周期以上的规定期间的二维或三维的时间序列的图像数据,使用医用工作站来执行的医用图像处理方法,该医用图像处理方法的特征在于,包括:对上述规定期间内的第1时相下的上述图像数据,设定相当于上述诊断部位的组织的内外膜的关心区域;使用根据包含模式匹配的移动向量推定处理取得的活动信息,进行追踪上述第1时相以外的上述关心区域的位置信息的第1追踪处理;对与上述第1时相相比处于之前的作为周期性运动的基准的第2时相下的上述图像数据,设定将上述关心区域的内部平分为多个区域的1个以上的中层的位置;使用上述活动信息,执行追踪上述第2时相以外的上述规定期间的各时相下的上述中层的位置信息的第2追踪处理。

[0027] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点,部分内容可以从说明书的描述中变得明显,或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

[0028] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0029] 图 1 为与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置 1 的结构图。

[0030] 图 2 为表示伴随本运动信息生成功能的处理(运动信息生成处理)的流程的流程图。

[0031] 图 3 表示与第 1 实施方式相关的包含逆行追踪・再配置・再追踪的追踪处理的详细流程的流程图。

[0032] 图 4A、图 4B 为用于说明 ED1 时相下的内外轮廓上的追踪点的再配置处理的图。

[0033] 图 5A、图 5B 为用于说明由与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置取得的效果的图

[0034] 图 6 为用于说明由与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置取得的效果的图。

[0035] 图 7 为用于说明由与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置取得的效果的图。

[0036] 图 8 为用于说明由与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置取得的效果的图。

[0037] 图 9 为用于说明由与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置取得的效果的图。

[0038] 图 10 为用于说明由与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置取得的效果的图。

[0039] 图 11 为用于说明由与第 1 实施方式相关的超声波诊断装置取得的效果的图。

[0040] 图 12 为用于说明与第 2 实施方式相关的包含逆行追踪・再配置・再追踪的追踪处理的详细流程的流程图。

[0041] 图 13 为用于说明与第 2 实施方式相关的包含逆行追踪・再配置・再追踪的追踪处理的图。

[0042] 图 14A、图 14B 为用于说明与本申请相关的发明所要解决的课题的图。

具体实施方式

[0043] 以下,参照附图说明本发明的第 1 实施方式至第 3 实施方式。另外,在以下说明中,对具有大致相同功能以及结构的构成要素,添加同一符号,重复说明只在必要场合进行。

[0044] (第 1 实施方式)

[0045] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0046] 另外,在本实施方式中,将对超声波诊断装置应用本发明的技术思想的情况作为例子进行说明。但是,并不拘泥于此,对使用工作站、个人计算机等的超声波图像处理装置也能够应用本发明的技术思想。

[0047] 另外,对通过与本实施方式相关的各构成要素实现的功能,特别是通过后述的移动向量处理单元 19、图像生成单元 21、运动信息运算单元 37 实现的功能也可以通过对工作站等计算机、具有计算机功能的超声波诊断装置等安装执行与该各构成要素同样的处理的软件程序,并将这些程序在存储器上展开而实现。此时,可以使计算机执行该方法的程序也能够存储并分发到磁盘(软盘(登录商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体存储器等存储介质。

[0048] 图 1 为与本实施方式相关的超声波诊断装置 1 的结构图。本超声波诊断装置 10 具备超声波探头 11、发送单元 13、接收单元 15、B 模式处理单元 17、移动向量处理单元 19、图像生成单元 21、显示单元 23、控制单元(CPU)31、运动信息运算单元 37、存储单元 39、操作单元 41、通信单元 43。另外,对超声波图像处理装置应用本发明时,例如在图 1 的虚线内为

其构成要素。

[0049] 超声波探头 11 具有基于来自发送单元 13 的驱动信号产生超声波,将来自被检体的反射波转换为电信号的多个压电振子;在该压电振子中设置的匹配层;防止超声波从该压电振子向后方传播的背衬材料等。当从该超声波探头 11 向被检体发送超声波时,由于生物体组织的非线性等,伴随超声波的传播产生各种谐波分量。构成发送超声波的基本波与谐波分量因在体内组织的声阻抗的边界、微小散射等而向后方散射,作为反射波(回波)由超声波探头 11 接收。

[0050] 发送单元 13 具有未图示的延迟电路以及脉冲电路等。脉冲电路以规定的速率频率 $frHz$ (周期: $1/fr$ 秒) 重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对各速率脉冲给予按照每个通道将超声波会集成束状且决定发送指向性所需要的延迟时间。发送单元 13 按基于该速率脉冲的定时,以朝向规定的扫描线形成超声波束的方式对每个振子施加驱动脉冲。

[0051] 接收单元 15 具有未图示的放大器电路、A/D 转换器、加法器等。放大器电路将经由超声波探头 11 取入的回波信号按每一通道加以放大。A/D 转换器给出对放大的回波信号决定接收指向性所需要的延迟时间,然后在加法器上进行相加处理。通过该相加,生成与规定的扫描线对应的超声波回波信号。

[0052] B 模式处理单元 17 通过对从接收单元 15 接收到的超声波回波信号实施包络线检波处理,生成与超声波回波的振幅强度对应的 B 模式信号。

[0053] 移动向量处理单元 19 在时相不同的 2 个二维图像数据之间或时相不同的 2 个体数据之间使用模式匹配处理检测出组织的移动位置,根据该移动位置求出各组织的移动向量(或速度)。具体来说,通过对一方的二维图像数据内的关心区域求出近似性最高的另一地方的二维图像数据等内的关心区域,并求出该关心区域间的距离,从而可以求出组织的移动向量。另外,通过使用二维图像数据的帧间的时间差(体数据间的时间差)除该移动向量的大小(即移动量),可以求出组织的移动速度。通过在二维图像数据上的各位置逐帧(或在三维图像数据上的各位置逐体积)地进行该处理,可以取得与组织的位移(移动向量)或组织的速度相关的时空分布数据(移动向量信息)。

[0054] 图像生成单元 21 生成表示与 B 模式信号的规定断层相关的二维分布的 B 模式超声波图像。另外,图像生成单元 21 使用利用线段使内外膜、中膜的位移可视化的应变规图像、在运动信息运算单元 37 上计算出的运动信息,生成该运动信息在超声波图像上的对应位置上重叠后的图像(运动信息图像)等。

[0055] 显示部 23 根据来自图像生成单元 21 的视频信号,像后面所述那样以规定的形式显示超声波图像、运动信息图像、应变规图像等。另外,显示部 23 显示用于表示图像上的解剖学位置的辅助信息或标记(marker)、用于被彩色编码化的表示物理量的大小的色带。

[0056] 控制单元(CPU) 31 具有作为信息处理装置(计算机)发挥作用的功能,静态或动态地控制本超声波诊断装置主体的动作。特别是,控制单元 31 通过未图示的存储器上展开在存储单元 39 中存储的专用程序,执行后述的运动信息生成功能。

[0057] 运动信息运算单元 37 在伴随后述的运动信息生成功能的处理中,使用追踪处理的结果,计算出变形(strain)、变形率(strain rate)等规定的运动信息。

[0058] 存储单元 39 为磁盘(软盘(注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM、DVD 等)、半导体

存储器等存储介质以及读出记录在这些介质中的信息的装置。在该存储单元 39 中存储发送接收条件、规定的扫描序列、与各时相对应的原始数据或超声波图像数据（例如使用组织多普勒模式、B 模式等拍摄的组织图像数据）、预先生成的每个时相的体数据、与组织的移动向量或组织的速度相关的时空分布数据、用于执行后述的运动信息生成功能的程序、诊断信息（患者 ID、医师的观察结果等）、诊断协议、体部标记生成程序等。

[0059] 操作单元 41 与装置主体连接，具有用于进行来自操作者的各种指示、关心区域（ROI）的设定指示、多种画质条件设定指示、任意的组织运动信息的选择等的鼠标、轨迹球、模式切换开关、键盘等。

[0060] 通信单元 43 为经由网络与其他装置进行信息的发送接收的装置。在本超声波诊断装置 1 中取得的超声波图像等的数据或解析结果等，能够通过网络通信单元 43 经由网络转送到其他装置。

[0061] （运动信息生成功能）

[0062] 以下，针对本超声波诊断装置 1 具备的运动信息生成功能进行说明。该功能是通过对心脏壁所代表的进行收缩、舒张运动的运动组织进行 1 个心周期 ED1 至 ED2 的追踪处理时，对在收缩末期 ES 初始设定的轮廓位置（追踪点）在时间上逆行追踪至舒张末期 ED1 为止，此后在该舒张末期 ED 进行再配置，并按照已经求出的活动信息再追踪进行了再配置后的追踪点，然后再进行顺行追踪直到 ED2 为止的追踪处理（包含逆行追踪・再配置・再追踪的追踪处理），从而能够正确地生成并评价内外分离了的心壁的运动信息。

[0063] 图 2 为表示伴随本运动信息生成功能的处理（运动信息生成处理）的流的流程图。图 3 为表示图 2 步骤 S2 的“包含逆行追踪・再配置・再追踪的追踪处理”的详细流的流程图，以下，使用各图对本运动信息生成处理的内容进行说明。

[0064] [时间序列数据的收集：步骤 S1]

[0065] 首先，对与某患者相关的心脏的所希望的观察部位或心脏整体等，收集至少 1 次心跳以上的期间的的时间序列的二维图像数据（以下，称为“时间序列二维图像数据组”）（步骤 S1）。即，对与某患者相关的心脏的所希望的观察部位，以某时刻为基准，收集时间序列（至少 1 次心跳）的二维图像数据。

[0066] [包含逆行追踪・再配置・再追踪的追踪处理：步骤 S2]

[0067] 其次，如图 3 所示，执行包含逆行追踪・再配置・再追踪的追踪处理。即，为了实施图 3 所示的处理，图 1 所示的控制单元 31 对时间序列二维图像数据设定作为运动信息的解析范围的 1 个心周期（ED1 至 ED2），并且选定该 1 个心周期内的收缩末期时相（ES 时相）（步骤 S21a、S22a）。另外，对于该 1 个心周期（ED1 至 ED2）的设定、ES 时相的选定的方法没有特别限制。例如，以 ECG 信号为标准的方法、依照来自操作单元 41 的输入的手动方法等，任何方法都可以。

[0068] 其次，控制单元 31 进行在 ES 时相下的内外膜的初始轮廓（内外初始轮廓）与作为追踪处理对象的追踪点的设定（步骤 S23a）。即，控制单元 31 使用 ES 时相的二维图像数据，将超声波图像显示在显示单元 23 上。在所显示的超声波图像上，除心脏的内膜和外膜之外还表示出了乳头肌或腱索等。操作者一边观察所显示的图像一边为了不包含心脏的图像数据所示的乳头肌或腱索而经由操作单元 14 指定心脏的内膜轮廓。另外，对于外膜也同样通过在该 ES 时相的超声波图像上经由操作单元 41 指定心脏的外膜轮廓来设定。当操作

者设定 ES 时相下的内外初始轮廓时,移动向量处理单元 19 设定构成被设定的内外膜初始轮廓的各点(追踪点)。

[0069] 其次,移动向量处理单元 19 向舒张末期时相(ED1 时相)逆行追踪(tracking)内外轮廓(即追踪点),取得与各时相下的内外轮廓相关的构成点的坐标信息(步骤 S24a)。即,移动向量处理单元 19 通过使用 ES 时相的二维图像数据、与从 ES 时相到 ED1 时相与它们在时间上相邻的时相的二维图像数据之间的散斑图样的模式匹配处理,在组织区域中推定多个移动向量(步骤 S241a),并使推定的多个移动向量平均化等,从而取得与各追踪点相关的活动信息(步骤 S242a)。移动向量处理单元 19 根据获得的活动信息移动追踪点(以及由该追踪点构成的内外轮廓),追踪下一个时相的内外轮廓(步骤 S243a)。该追踪处理直到舒张末期时相(ED1 时相)为止逐次更新时相来执行(步骤 S244a、S245a)。

[0070] 其次,移动向量处理单元 19 再配置在 ED1 时相下的内外轮廓上的追踪点(步骤 S25a)。即,如图 4A 所示,移动向量处理单元 19 以在 ED1 时相使内外膜间在轮廓上垂直的方式再配置在轮廓上配置的追踪点。在同图上表示出了以在内膜面上垂直的方式再配置外膜轮廓上的追踪点的位置的例子,也可以以在外膜面上垂直的方式再配置内膜轮廓上的追踪点的位置。或者,也可以在内外膜轮廓上再配置各追踪点的位置。在进行这样的追踪点的再配置后,作为内外膜之间的中点位置,移动向量处理单元 19 设定在 ED1 时相下的中层追踪点。如果这样的话,即使在 ES 时相下设定内外膜的初始轮廓,也可以在 ED1 时相取得放射状的应变规显示。

[0071] 其次,移动向量处理单元 19 使用在步骤 S24a 的 ST 法的过程中求出的活动信息从 ED1 向 ES 再追踪再配置后的轮廓上的内膜或外膜与中层的位置。根据该再追踪的结果,知道了在 ES 时相中所有段(segment)的内外膜间的量规的方向,如图 4B 所示,并不与内膜面垂直。特别是,从前壁着眼于间隔以及从后壁着眼于侧壁的各部位时,与以往例子相反地进行观察应变规折弯成“ \angle ”字的方向这一点是很重要的。

[0072] 其次,移动向量处理单元 19 使用在步骤 S27a 取得的内外轮廓与中层轮廓,从 ES 时相向 ED2 时相进行追踪,取得剩余的各时相的内外轮廓的构成点的坐标信息(步骤 S28a)。追踪处理的内容与步骤 S241a 至步骤 S245a 所示的内容实质相同。

[0073] [组织运动信息的运算:步骤 S3]

[0074] 运动信息运算单元 37 根据构成各时相的内外轮廓以及中层轮廓的各点的坐标信息,计算出例如任意时刻 t 的壁厚变化率 $RS(t)$ 等。

[0075] [应变规图像等的生成·显示:步骤 S4]

[0076] 图像生成单元 21 根据构成各时相下的内外轮廓以及中层轮廓的各点的坐标信息,针对各时相的每一个生成包含使用线段(应变规)连结对应的内膜轮廓、中层轮廓、外膜轮廓的应变规的应变规图像。另外,图像生成单元 21 根据需要,生成使用于定位与各图像的心肌部位相关的解剖学上的段的辅助信息(即,Sept/Ant/Lat/Post/Inf 的文字信息)、计算出的组织运动信息被彩色编码化后的规定图像。另外,例如,作为由相当于内外膜的关心区域的至少一方的轮廓位置、相当于中层的轮廓位置以及将关心区域划分为规定数的分区的厚度方向的分割线的位置构成的框线,在图像中设定解剖学上的段。控制单元 31 为了以规定的形式显示生成的应变规图像等而控制显示单元 23。

[0077] (效果)

[0078] 针对本超声波诊断装置取得的效果,一边与以往技术比较一边进行以下说明。

[0079] 图 5A、图 5B 为基于以往例子的应变规显示的一例。在图 5A 中,在收缩末期时相下在内外膜位置设定初始轮廓,使用线段(应变规)连结某内膜的位置、与对于内膜面的法线与外膜交叉的位置,并在多个地方加以显示。并且,作为在收缩末期时相下的内外膜之间的中点给出中层的位置。另一方面,图 5B 为舒张末期,表示到舒张末期为止使用 ST 法追踪上述线段的各位置的结果。在此,知道在以往例子中在追踪后的 ED 时相所有段的内外膜之间的量规的方向并不与内膜面垂直。特别是,从前壁着眼于间隔以及从后壁着眼于侧壁的各部位时,应变规折弯成“ \angle ”字进行观察。即,意味着在这些部位中,从收缩末期到舒张末期的区间生成的中膜位置的旋转分量与内外膜位置的旋转分量相对地存在差异。这样,如已知的那样在以往的例子中也能够直观把握由心肌的多层构造引起的复杂的壁运动。

[0080] 另一方面,在如图 4A、图 4B 例示的由本超声波诊断装置取得的应变规图像中,中层轮廓的位置设定的方法和追踪的方法与以往方法不同。即,进行按照活动信息直到舒张末期 ED 为止追踪在收缩末期 ES 初始设定的轮廓位置(追踪点),然后在舒张末期 ED 进行再配置(再设定),按照已经求出的活动信息再追踪被再配置后的追踪点的追踪处理。

[0081] 这样的在比较以往的应变规图像与由本超声波诊断装置取得的应变规图像时,由本超声波诊断装置取得的应变规图像的第 1 优点为成为观察基准的时相从 ES 向 ED 移动这点。例如,内膜的某部位从 ED 到 ES 沿顺时针方向旋转 +20 度,应变规的外膜的对应点旋转了 +10 度时,以往在 ED 上在图像上观察内外膜间旋转差为 10 度。这意味着当从 ES 来看,内膜旋转了 -20 度,外膜旋转了 -10 度,在 ED 的应变规从互相偏离的位置开始活动,随着时间的流逝直到为 ES 一直被显示。与此相对,在本超声波诊断装置中,内外膜间旋转差 10 度是固定的,但是在 ED 一直被配置的应变规开始活动,与随着时间的流逝而产生的内外膜的旋转差对应地逐渐增长旋转分量,在 ES 时相在内膜旋转了 +20 度,外膜旋转了 +10 度的位置上进行观察。这样在本超声波诊断装置中,随着时间的流逝,能够直观地更容易了解内外膜独立旋转的情况。

[0082] 另外,由本超声波诊断装置取得的应变规图像的第 2 优点是中层的位置为在 ED 二分内外膜位置来进行追踪这一点。由此,解决了之前叙述以往的问题点,从而可以正确评价分离了内外的 $RS(t)$ 。此时,要点为不用将在 ED 再配置后的内外膜的轮廓作为初始轮廓重新在顺方向进行基于 ST 法的活动信息的推定这一点。其是因为若重新推定活动信息,则由于之前叙述的理由,内膜的追踪精度将会变差。因此,关于从 ED 向 ES 顺行再追踪再配置点时所使用的活动信息,通过保持最初的从 ES 向 ED 逆行追踪时得到的信息而再利用,从而能够提高再配置点的追踪精度。当然,在最初的逆行追踪时得到的活动信息(移动向量)为 V 时,作为 $-V$ 用于进行时间逆转的顺行再追踪。另外,优选是使用在最初的逆行追踪时得到的内外膜轮廓位置信息,以尽可能在该内外膜轮廓上通过的方式控制顺行再追踪处理。

[0083] 另外,对于中层位置,在处于可以充分地使伴随变形的散斑图样变化变小的帧频条件这样的前提下,如果在心肌内部充分地多数点设置移动向量的推定地方,则即使使用在逆方向推定的活动信息在顺方向进行再追踪,也能够进行高精度的追踪。

[0084] 图 6 至图 11 为用于更详细说明上述第 2 优点的图。图 6 至图 8 表示使用以往技术得到的正常例子中的 $RS(t)$ 信息的解析例子。图 9 至图 11 表示由本超声波诊断装置得到的同一数据中的 $RS(t)$ 信息的解析例子。图像将在 ES 时相下的 $RS(ES)$ 值转换为彩色编

码并与 B 模式图像重叠加以显示。图表表示与在圆周方向上 6 分割后的段 (segment) 的各区域对应的 RS(t) 与在所有区域中平均后的整体 (global) 的 RS(t) 的波形。另外,图 6、图 9 表示与内外膜间的 RS_total(t) 对应的结果,图 7、图 10 表示只与内膜侧 (内膜与中层之间) 的 RS_inner(t) 对应的结果,图 8、图 11 表示只与外膜侧 (中层与外膜之间) 的 RS_outer(t) 对应的结果。另外,图中的 % 值表示各自的整体 (global) 的 RS(t) 的峰值 (peak)。

[0085] 如图 6 至图 11 所示,使用整体 (global) 的 RS(t) 的峰值求出 RS 的内外比 (Inner/Outer) 时,在以往技术中为 1.2,但是在本超声波诊断装置中为 2.1,因此由已知的临床见解 (在正常例子中,内膜侧伸缩约是外膜侧的 2 倍) 可认为是近似的。

[0086] 另外,在图 6 至图 11 所示的例子中,在图像中将段 (segment) 的分割区域与内外膜以及中层的位置显示为框线。如以往技术图 6 至图 8 中首先使用应变规进行说明那样,由于在 ES 分割段,因此与壁垂直地等分割各区域。与此相对,在本超声波诊断装置中,通过在 ED 分割段,在 ES 如图 9 至图 11 所示段的分割线未必与壁垂直,因此有时各区域并不是等分割的。这是在上述第 1 优点中说明的基准时相向 ED 移动所伴随的作用。

[0087] 特别是当着眼于中层位置时,在以往技术图 6 至图 8 中在 ES 通常位于内外膜的中间位置,因此直观把握内外膜侧的哪一侧比较优势地有益于壁厚变化是很困难的,与此相反,在本超声波诊断装置中,在如图 9 至图 11 所示的后壁或下壁中很明显那样,可以一目了然地把握在 ES 下内膜侧的壁厚变化比外膜侧大的情况。

[0088] (第 2 实施方式)

[0089] 以下,针对本发明的第 2 实施方式进行说明。在第 1 实施方式中对在 ED1 再配置的内外膜轮廓或中层上的追踪点,进行“从 ED1 到 ES 顺行再追踪”,进而直到 ED2 为止进行顺行追踪 (ST 处理)。与此相对,本实施方式是代替从 ED1 到 ES 顺行再追踪,通过“在多个中层路径候补上实施从 ES 到 ED1 的最初的逆行追踪处理,探索通过在 ED1 再配置的内外膜轮廓或中层上的追踪点的路径”,从而能够正确生成并评价内外分离了的心壁的运动信息。

[0090] 在比较本第 2 实施方式与第 1 实施方式时,图 2 的步骤 S2 的内容不同。以下,以该步骤 S2 的内容为中心进行说明。另外,在本实施方式中,为了有助于理解以图 13 所示的一维模型为例进行说明。

[0091] 图 12 为表示与本第 2 实施方式相关的包含逆行追踪・再配置・再追踪的追踪处理的详细流程的流程图。为了实施该图所示的处理,图 1 所示的控制单元 31 对于时间序列二维图像数据设定作为运动信息的解析范围的 1 个心周期 (ED1 至 ED2),并且选定该 1 个心周期内的收缩末期时相 (ES 时相) (步骤 S21b、S22b)。另外,关于并不特别拘泥于 1 个心周期的 (ED1 至 ED2) 的设定、ES 时相的选定的方法这一点与第 1 实施方式是相同的。

[0092] 其次,当设定 ES 时相下的内外初始轮廓与作为追踪处理的对象的追踪点时 (步骤 S23b),移动向量处理单元 19 向舒张末期时相 (ED1 时相) 逆行追踪 (tracking) 内外轮廓 (即追踪点),取得在各时相下的内外轮廓的构成点的坐标信息 (步骤 S24b)。追踪处理的具体内容与第 1 实施方式实质相同 (步骤 S241b 至步骤 S245b)。

[0093] 其次,移动向量处理单元 19 将内膜位置作为基准向其法线方向再配置在外膜轮廓上的追踪点 $Epi(ED1, i)$ (步骤 S25b),作为将连结从此对应的内膜轮廓上的追踪点 $Endo(ED1, i)$ 的壁厚方向二分了的的位置,决定与该追踪点相关的中层位置 $Mid(ED1, i)$ (步

骤 S26b)。在此, i 为用于区分多个内膜位置 (以及对应的外膜位置) 的下标。其中, 在如图 13 所示的一维模型时, 再配置后的 $Epi(ED1, i)$ 由于追踪点的号码 i 只有 1 个, 因此与再配置前的位置相同。另外, 将内膜位置作为基准再配置外膜位置, 但是如在第 1 实施方式中所述的那样, 再配置的方法并不拘泥于此。

[0094] 其次, 移动向量处理单元 19 决定通过在 ES 时相下的 $Endo(ES, i)$ 的线段中的在内膜 $-a$ 位置与外膜 $+a$ 位置包围的中层的候补点群 (步骤 S27b)。在此, 作为 a , 预先给出比 0 大比壁厚的一半小的合适的设定值。其原因是因为一维时, 通过 $Mid(ED1, i)$ 的中层位置在 ES 必须从该线段中的后候补点群中通过。并且, 移动向量处理单元 19 对各候补点从 ES 时相向 ED1 时相, 利用在步骤 S24b 中已经取得的活动信息进行逆行追踪 (步骤 S28b)。其结果, 移动向量处理单元 19 从候补点群中采用在 ED1 时相通过离 $Mid(ED, i)$ 最近的位置的候补点, 作为实际的 ES 时相中的中层位置 $Mid(ES, i)$ 。由此, 存在于与追踪点 i 相关的 ED1 时相与 ES 时相之间的各时相下的中层位置, 可以通过在逆行追踪的过程中使用通过该候补点的路径来设定。

[0095] 在此, 应该注意的是, 一般由于与 ED 时相相比 ES 时相的壁厚大, 因此多个候补点通过 $Mid(ED, i)$ 的可能性较高。在这种情况下, 优选作为多个候补的平均位置来确定中层位置。

[0096] 其次, 移动向量处理单元 19 使用在 ES 时相决定的 $Mid(ES, i)$ 和与再配置后的外膜对应的 $Epi(ES, i)$ 以及 $Endo(ES, i)$, 从 ES 时相到 ED2 时相进行追踪, 取得与 1 个心周期的全部时相的内外轮廓相关的构成点的坐标信息 (步骤 S28b)。另外, 追踪处理的内容与步骤 S241a 至 S245a 所示的内容实质相同。

[0097] 另外, 如果将该基本概念扩大为二维或三维, 则即使在 ES 时相设定初始轮廓时, 也能够取得通过在 ED 时相二分后的中层位置的追踪路径。但是, 如在第 1 实施方式中所示那样, 并不保证在实际的 ES 时相下的 $Mid(ES, i)$ 和与再配置后的外膜对应的 $Epi(ES, i)$ 经过通过 $Endo(ES, i)$ 的线段。因此, 在二维时, 决定包含 $Endo(ES, i)$ 的二维具有某展宽的区域, 作为中层以及再配置后的外膜的追踪点通过的候补点群, 对于中层以及外膜两者进行上述探索的处理。同样, 在三维时, 决定包含 $Endo(ES, i)$ 的三维的具有某展宽的区域, 作为中层以及再配置后的外膜的追踪点通过的候补点群, 对于中层以及外膜两者进行上述探索的处理也可以。

[0098] 根据上述构成也可以实现包含在第 1 实施方式所示的优点 1 (成为观察基准的时相从 ES 移向 ED) 以及优点 2 (在 ED 对内外位置二分后追踪中层的位置) 的与第 1 实施方式相同的效果。

[0099] (第 3 实施方式)

[0100] 在第 1、第 2 的各实施方式中, 基本上表示了二维图像时的应用例子。但是, 本申请发明的技术思想在对三维图像进行三维 ST 处理时也可以应用。在此, 对三维图像进行三维 ST 处理的处理本身, 例如被日本特开 2003-250804 号公报公开。另外, 此时关于分离内外膜的应变规的显示例子被日本特愿 2008-160744 号公报等公开。因此, 通过将第 1 实施方式或第 2 实施方式中所示的概念扩大为三维, 在对三维图像进行三维 ST 处理并进行分离了内外膜的解析时, 也可以实现与第 1、第 2 实施方式相同的效果。

[0101] 另外, 本发明并不限于上述实施方式, 在实施阶段, 在不改变其主旨的范围内,

可以对构成要素进行各种各样的变形并具体化。作为具体变形例子,例如有像下面的例子。

[0102] (1) 关于与本实施方式相关的各功能,也可以通过对工作站等计算机安装执行该处理的程序,并在存储器上展开这些程序来实现。此时,使计算机能够执行该方法的程序也能够存储并分发到磁盘(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。

[0103] (2) 在各实施方式中所述的一连串的处理步骤也可以在取得与超声波诊断装置取得的至少1个心周期以上相关的心脏的运动图像数据后,将此数据转送到PC或工作站等计算机上,脱离超声波诊断装置进行。或者,也可以暂且保存心脏的运动图像数据,在超声波诊断装置或计算机上读出上述保存数据后,通过进行在实施例子中介绍的一连串的处理进行实施。

[0104] 另外,在上述各实施方式中,例示了利用与使用超声波诊断装置取得的至少1个心周期以上相关的心脏的运动图像数据,执行依照上述运动信息生成功能的处理的情况。但是,本发明的技术思想并不限于该例子。例如,即使使用X射线计算机断层摄影装置、磁共振成像装置等所代表的超声波诊断装置以外的医用图像诊断装置,使用与至少一个周期以上相关的心脏的运动图像数据,也能够执行依照上述各实施方式的运动信息生成功能的处理。而且,也可以将这些医用图像诊断装置取得的图像数据转送到PC或工作站等计算机上,脱离医用图像诊断装置来进行。

[0105] (3) 在各实施方式中,采用了对中层只设定一处的例子,但也可以与心肌的多层结构对应地对中层设定2至3处,进行类似解析更详细的壁内运动那样的应用。

[0106] (4) 对于作为对象的组织,作为心脏壁以外的例子,也可以应用周期运动的部位或器官,或者血管壁等。特别在对颈动脉的应用中,也可以通过在壁内详细分离观察与内膜中膜复合体(IMT)或与主要在内膜部位形成的斑块相关的容易变形的程度,从而期待有利于动脉硬化的详细诊断。

[0107] 另外,通过上述实施方式中公开的多个结构要素的恰当组合可以形成各种各样的发明。例如,可以从实施方式所示的所有结构要素中消除几个结构要素。甚至,也可以恰当组合不同实施方式涉及的结构要素。

[0108] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

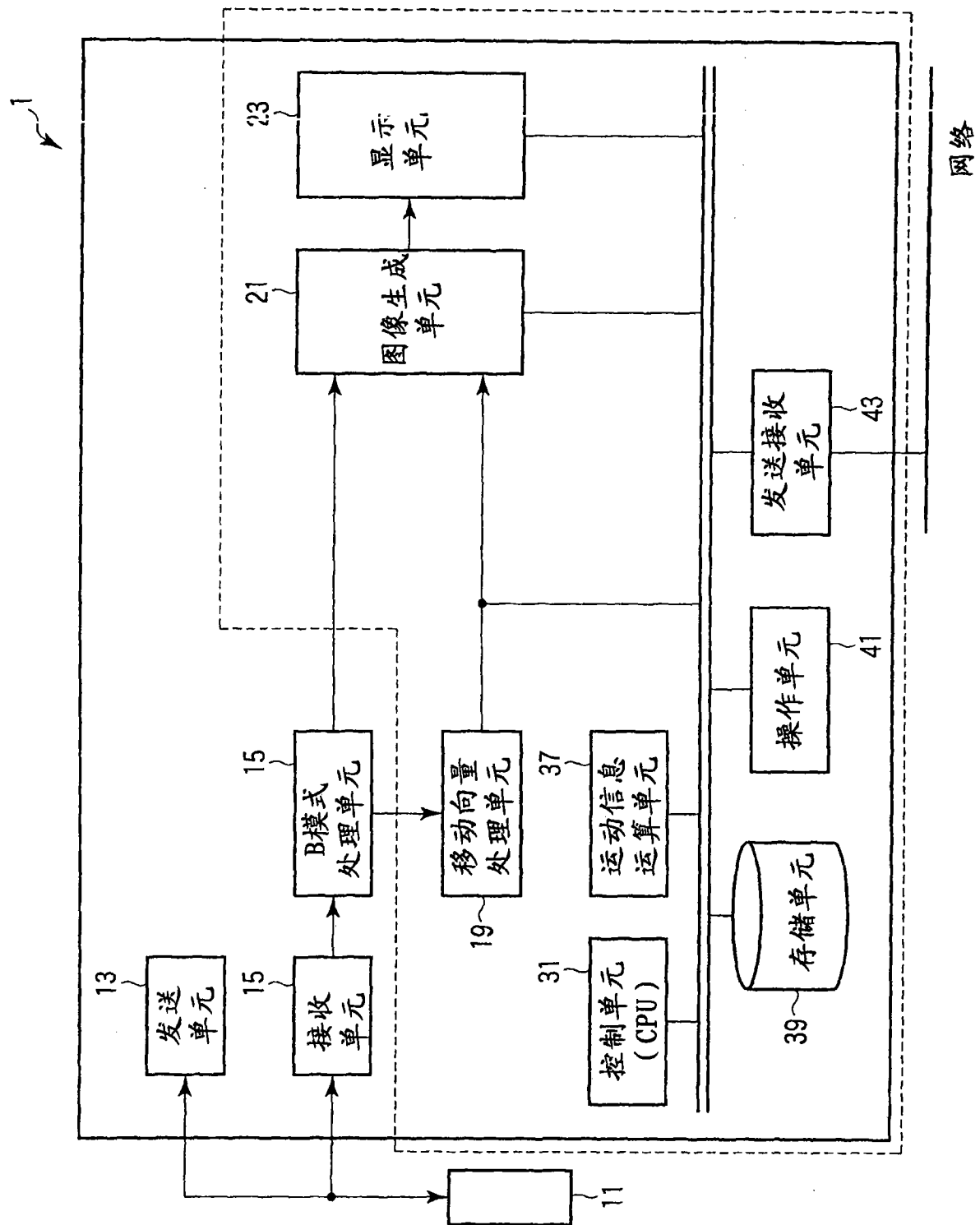


图 1

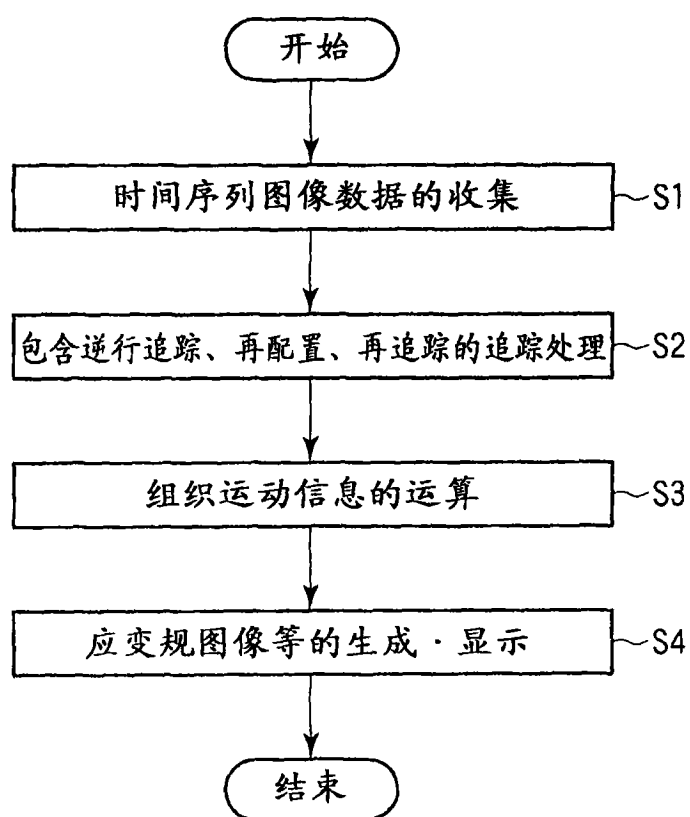


图 2

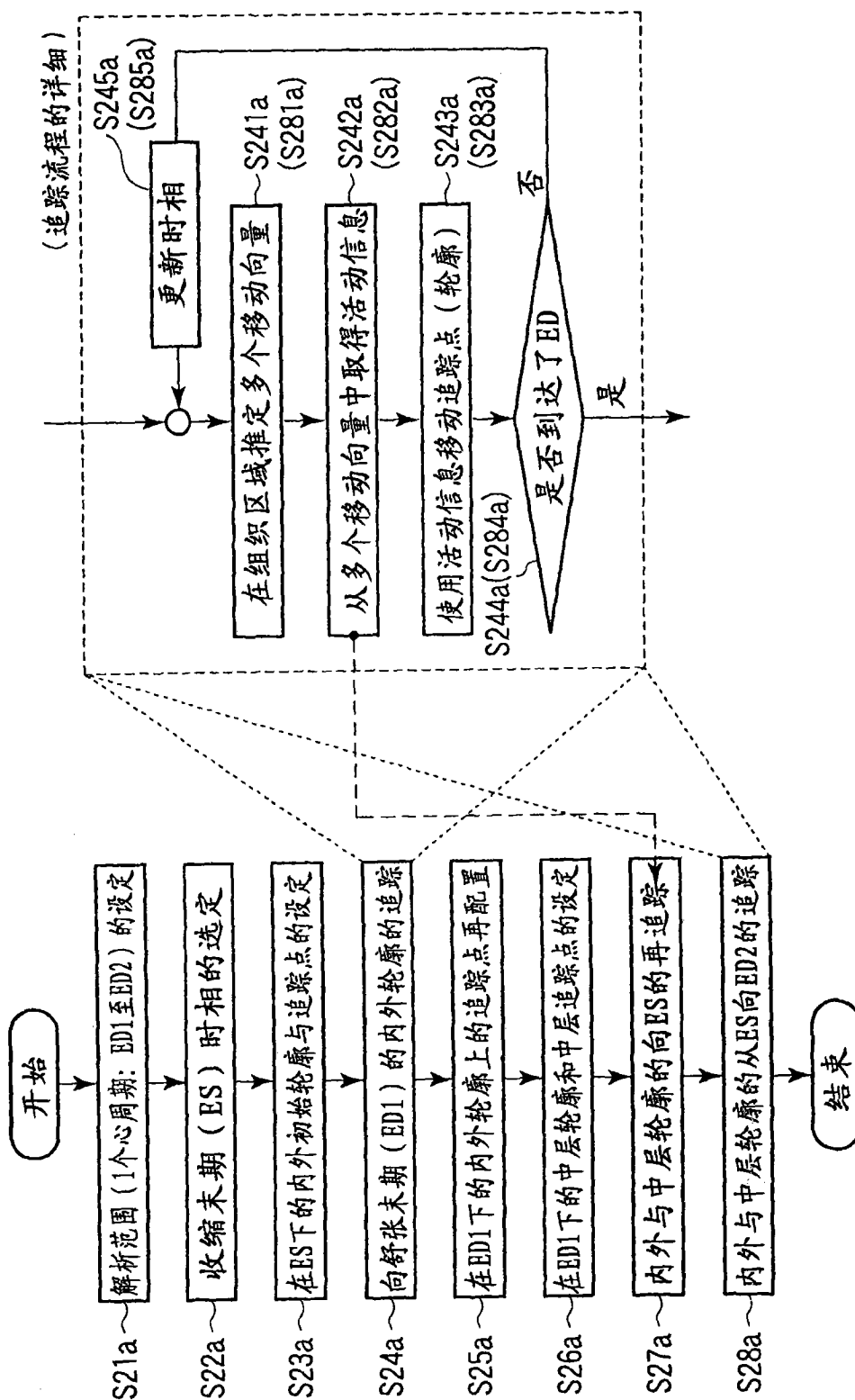
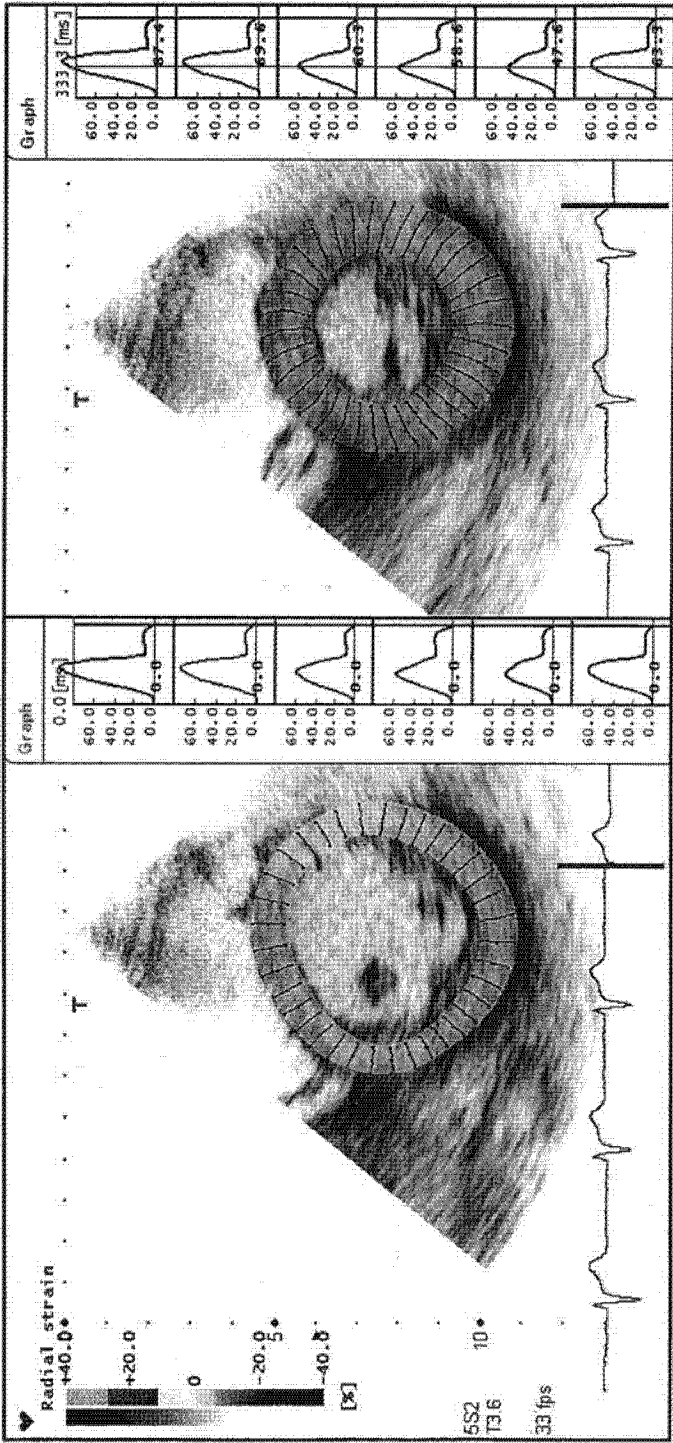


图 3



(b)

(a)

图 4

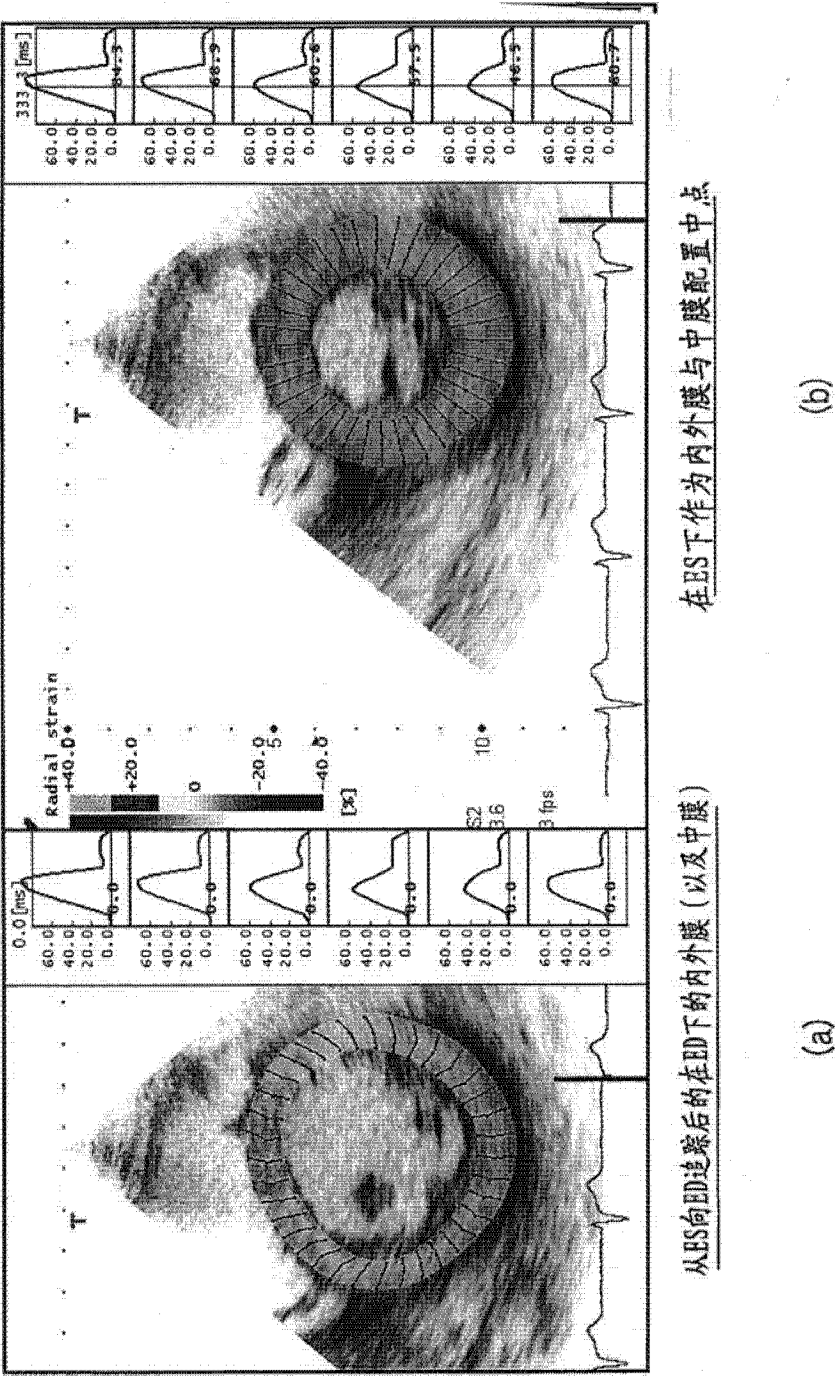


图 5

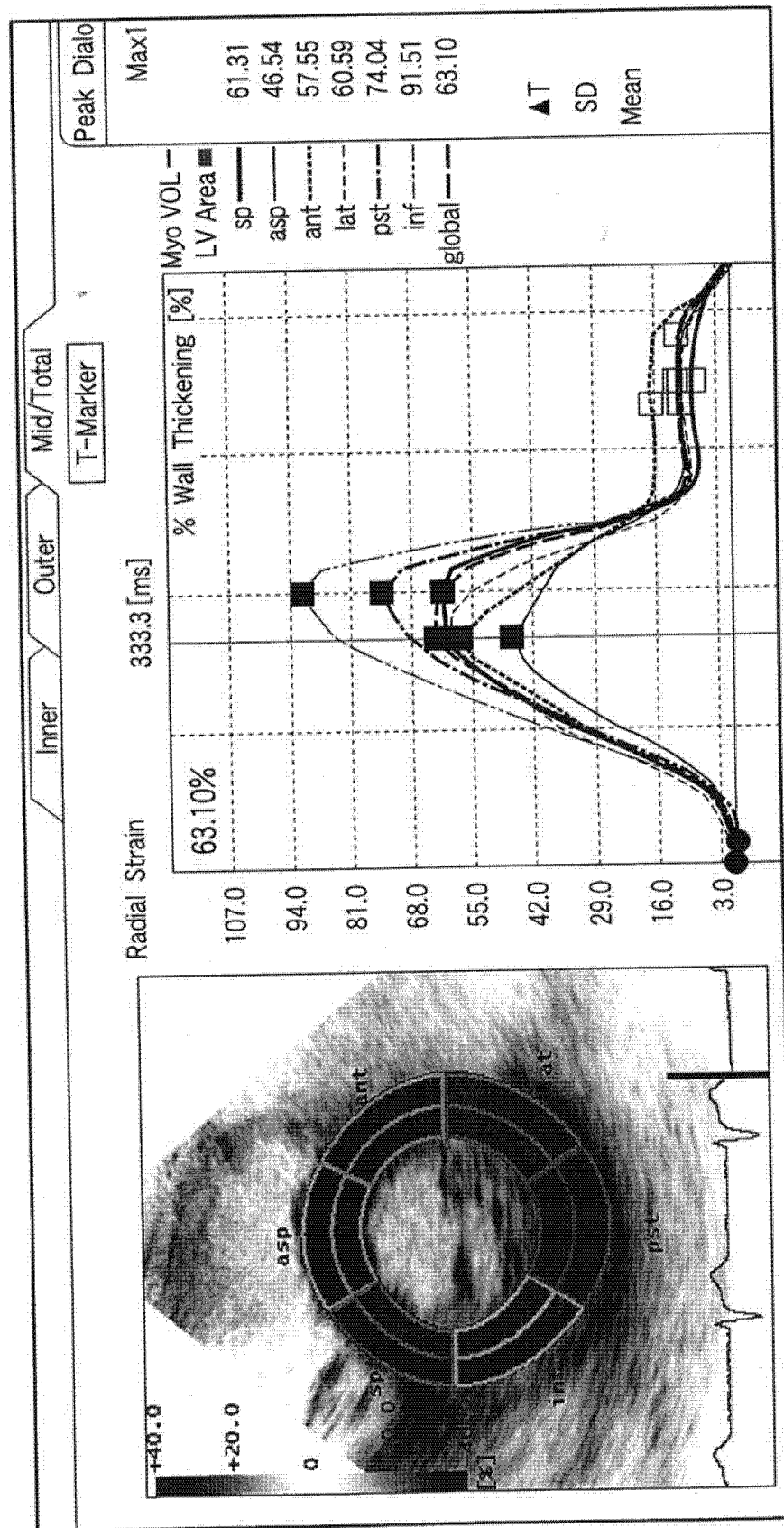


图 6

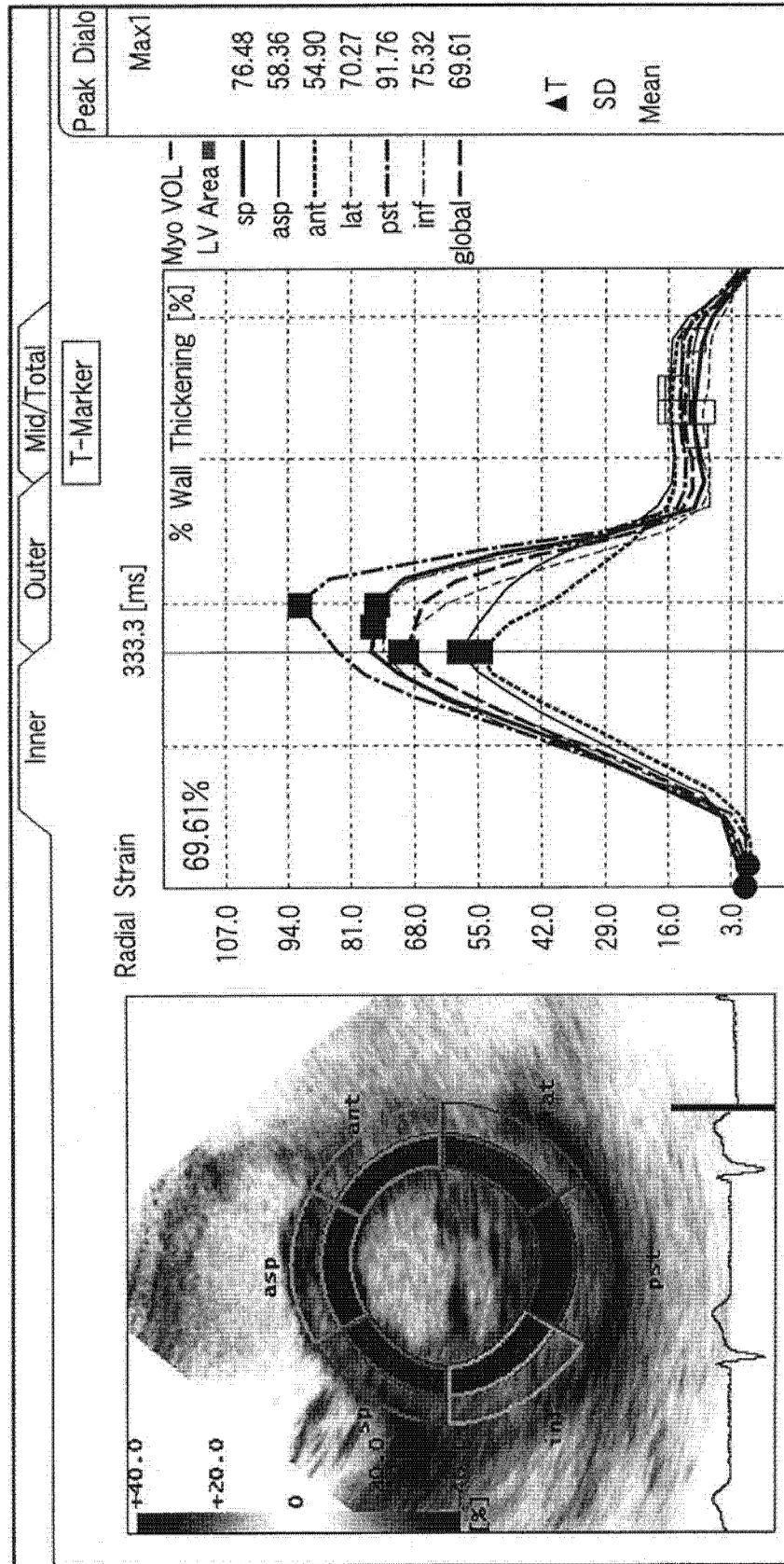


图 7

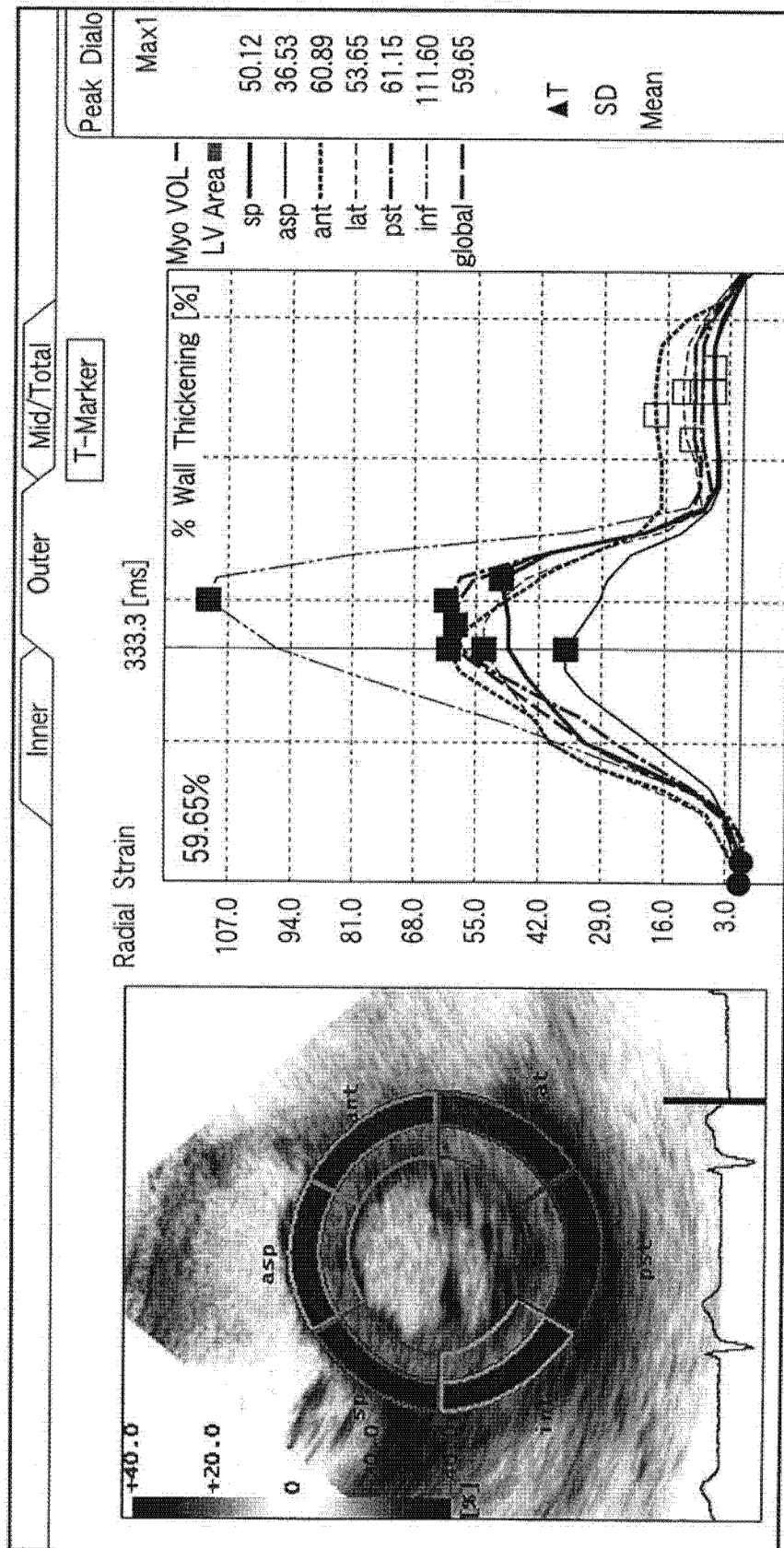


图 8

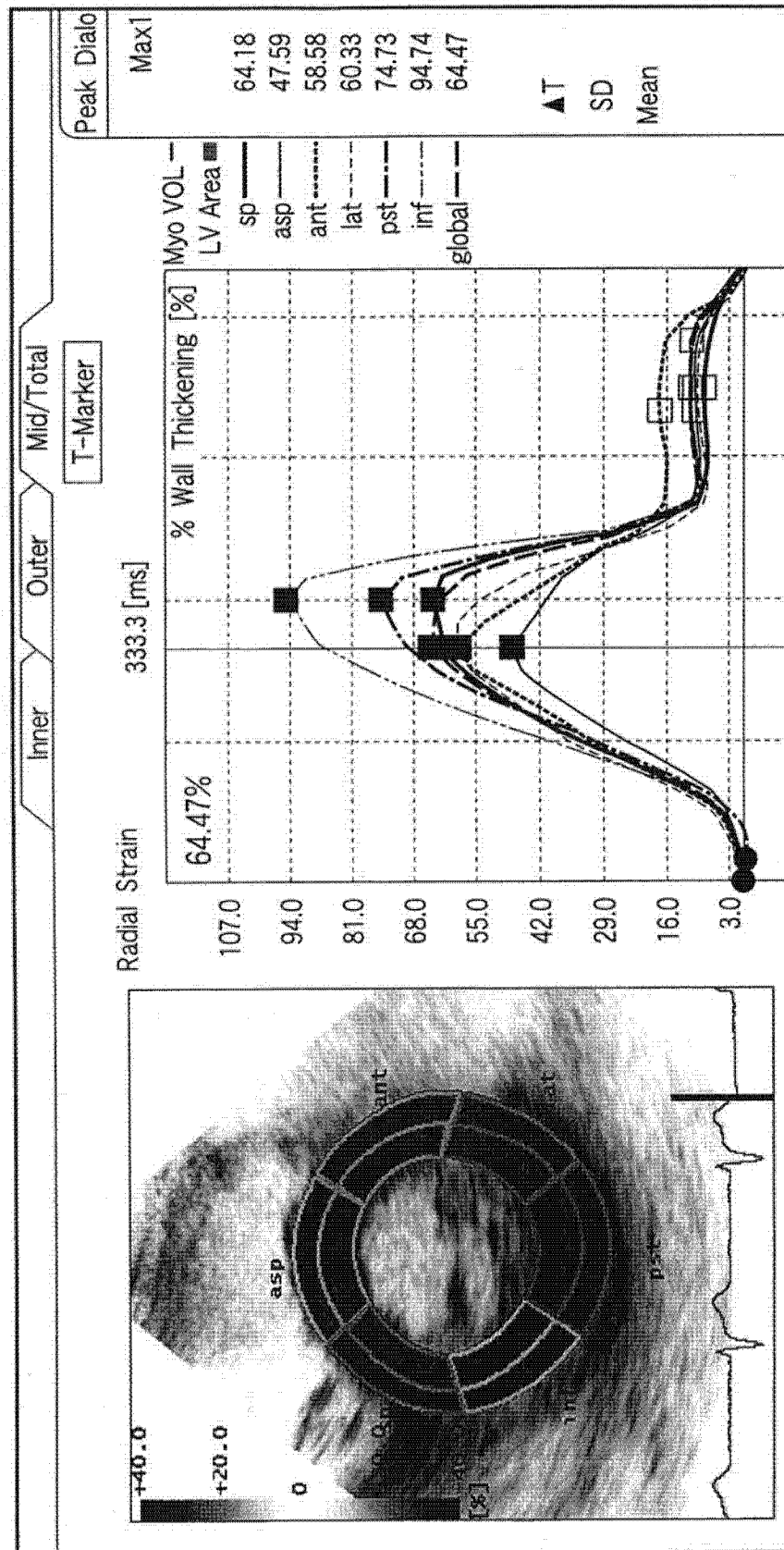


图 9

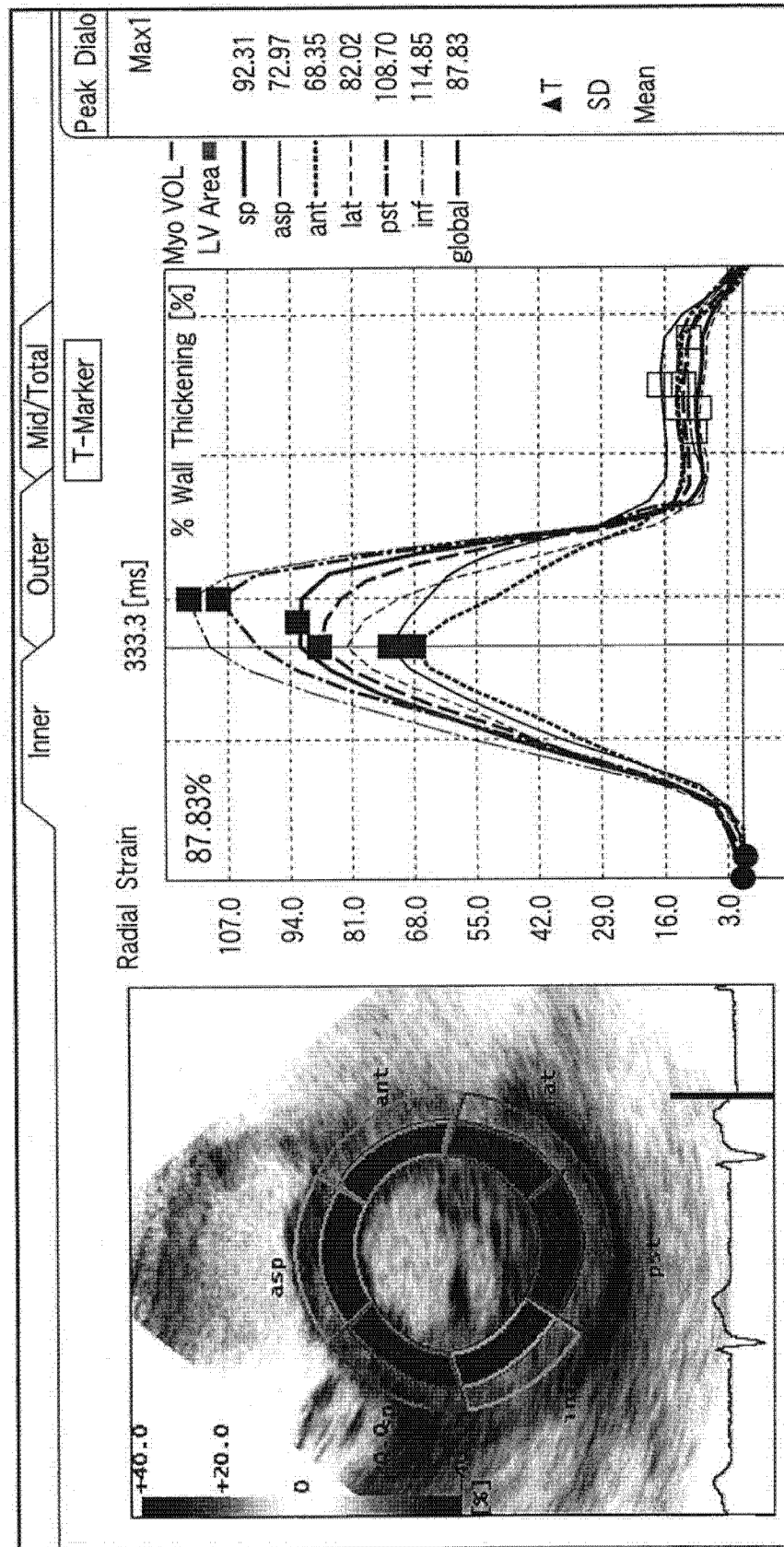


图 10

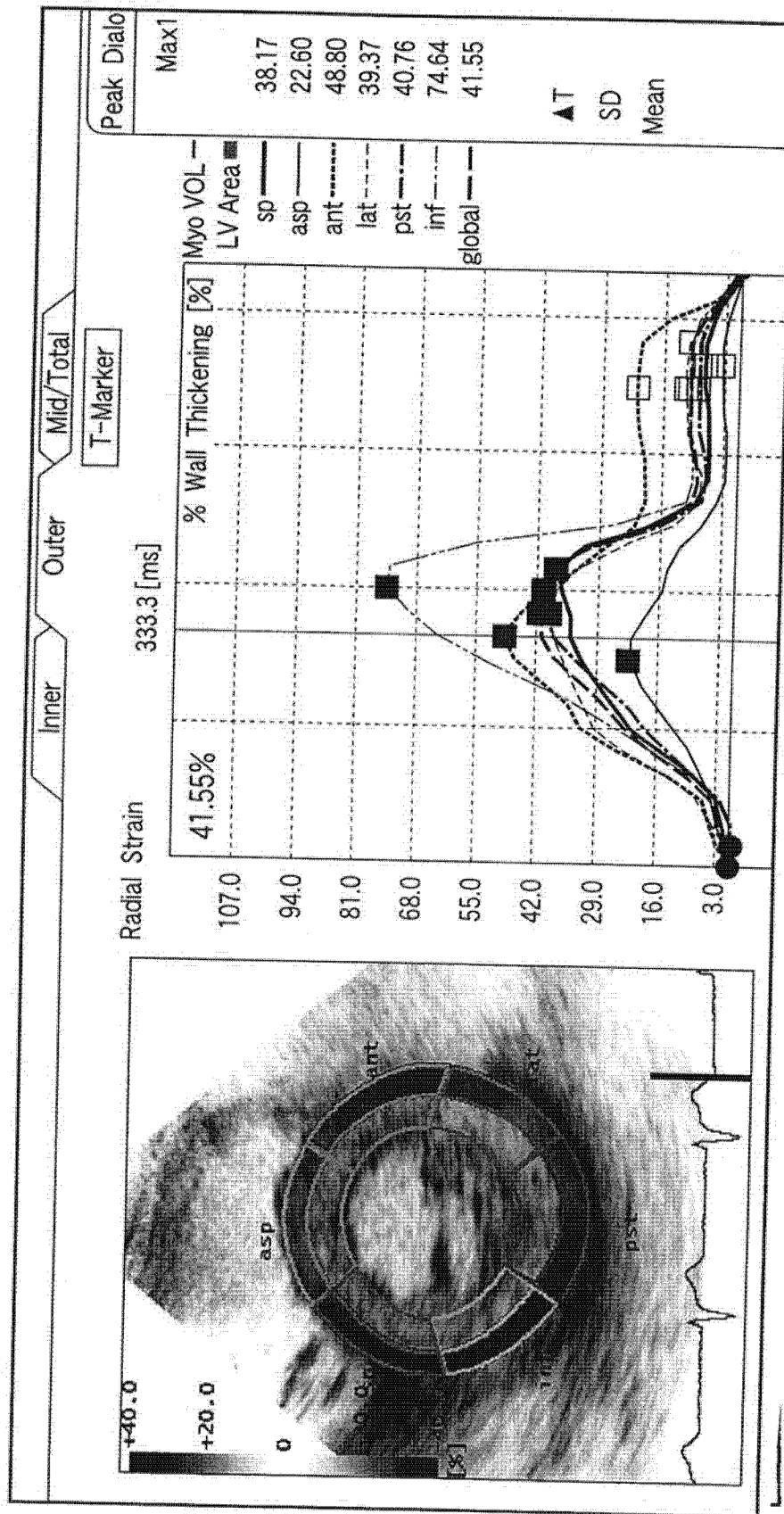


图 11

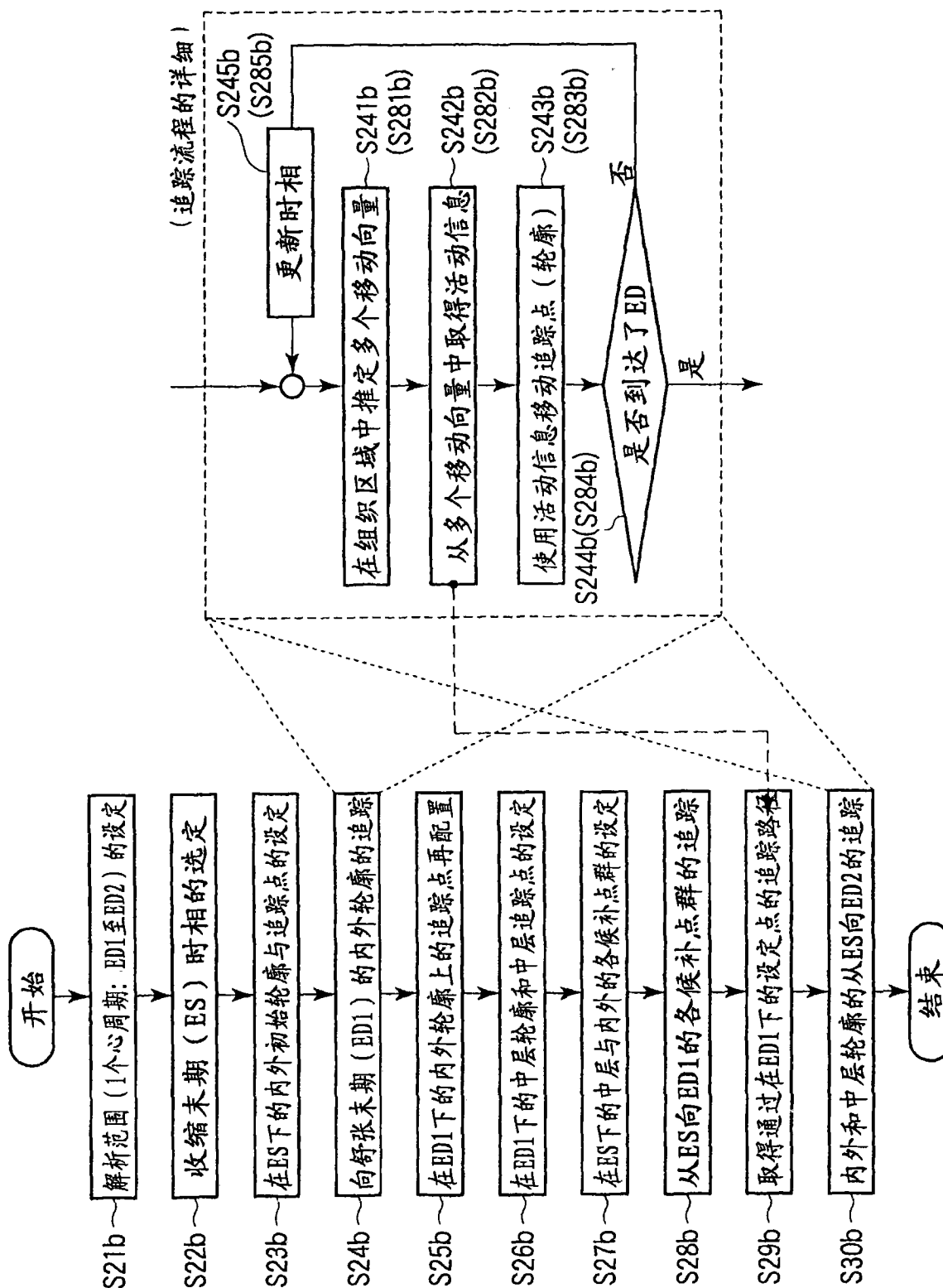


图 12

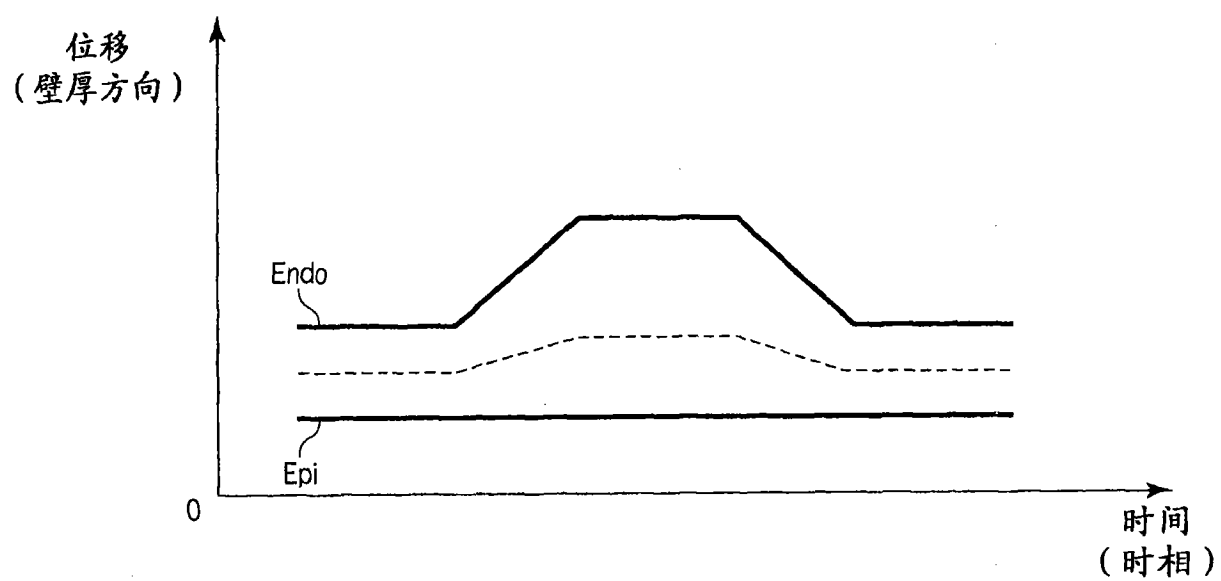


图 13

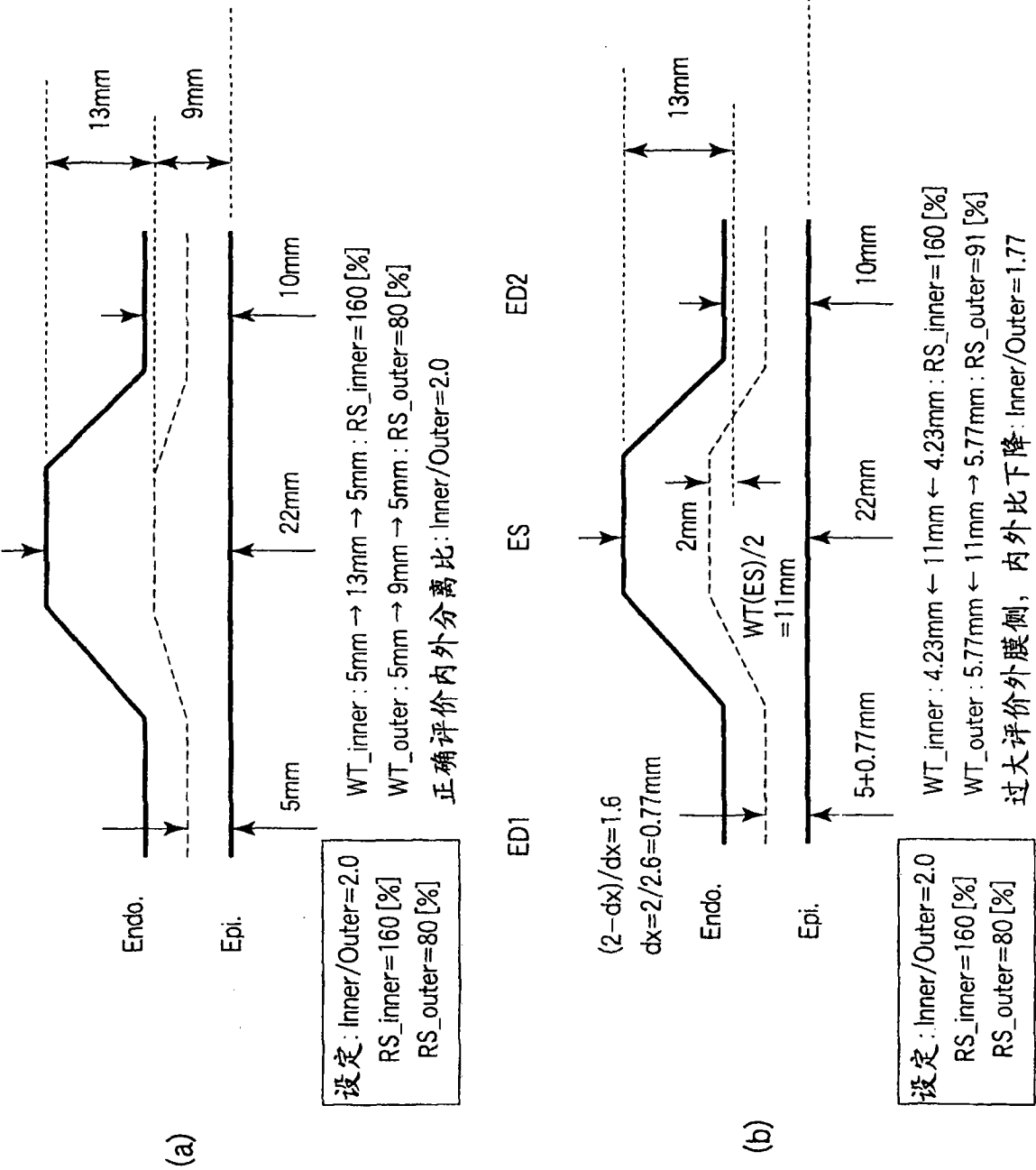


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波图像处理装置、医用图像诊断装置		
公开(公告)号	CN101791230B	公开(公告)日	2012-08-08
申请号	CN201010107202.8	申请日	2010-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
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	阿部康彦 川岸哲也		
发明人	阿部康彦 川岸哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883		
代理人(译)	孙蕾		
审查员(译)	李尧		
优先权	2009020678 2009-01-30 JP 2009274675 2009-12-02 JP		
其他公开文献	CN101791230A		
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、医用图像诊断装置、医用图像处理装置、超声波图像处理方法以及医用图像处理方法。对心脏壁所代表的进行收缩、舒张运动的运动组织，在ED1至ED2的1个心周期进行追踪处理时，根据活动信息追踪在收缩末期ES初始设定的轮廓位置(追踪点)直到舒张末期ED1为止，之后在该舒张末期ED1进行再配置，并且决定中层位置，根据已经求出的活动信息追踪包含再配置的中层位置的追踪点，然后再进行顺行追踪直到ED2为止。或者，通过多个中层路径候补实施从ES到ED1的最初的逆行追踪处理，探索通过在ED1再配置的内外膜轮廓或中层上的追踪点的路径，能够正确生成评价内外分离了的心壁的运动信息。

