



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101828930 A

(43) 申请公布日 2010.09.15

(21) 申请号 201010003805.3

A61B 6/03(2006.01)

(22) 申请日 2010.01.13

(30) 优先权数据

2009-024643 2009.02.05 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 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 8/08(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

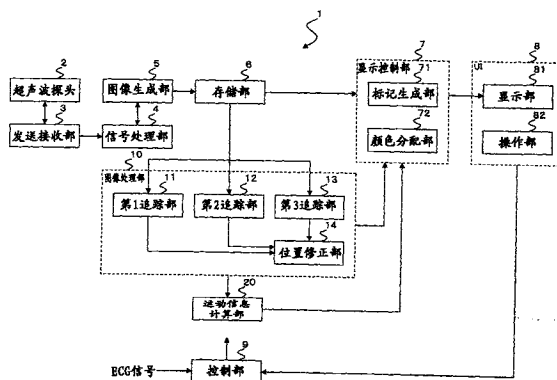
权利要求书 6 页 说明书 26 页 附图 12 页

(54) 发明名称

医用图像取得装置、医用图像处理装置、超声波图像取得装置以及超声波图像处理装置

(57) 摘要

本发明提供一种医用图像取得装置、医用图像处理装置、超声波图像取得装置以及超声波图像处理装置。第1追踪部,根据在1周期区间内包含的各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪在第1时相设定的第1关心区域的位置,在每个时相追踪在第2时相设定的第2关心区域的位置。位置修正部,根据各时相的第1关心区域的位置信息与各时相的第2关心区域的位置信息,以通过第1时相的第1关心区域的位置与第2时相的第2关心区域的位置的方式求出各时相的关心区域的位置信息。运动信息计算部根据位置修正部求出的位置信息,求出组织的运动信息。



1. 一种医用图像取得装置,其特征在于,包括:

图像取得部,通过拍摄周期运动的被检体,取得1周期以上的表示上述被检体的多个医用图像数据;

关心区域设定部,设定在1周期区间内包含的第1时相取得的医用图像数据所示的组织的第1关心区域,设定与在上述1周期区间内包含的上述第1时相不同的第2时相取得的医用图像数据所示的上述组织的第2关心区域;

追踪部,根据在上述1周期区间内包含的各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述1周期区间中的与上述第1关心区域相符合的位置,根据在上述各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述1周期区间中的与上述第2关心区域相符合的位置;

位置修正部,根据上述追踪部取得的上述各时相的上述第1关心区域的位置信息与上述各时相的上述第2关心区域的位置信息,以通过在上述第1时相设定的上述第1关心区域的位置与在上述第2时相设定的上述第2关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息;

运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息;

显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

2. 根据权利要求1所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述图像取得部通过拍摄心脏作为上述被检体,取得上述1周期以上的表示上述心脏的多个医用图像数据,

上述关心区域设定部将上述心脏的舒张末期的时相作为上述第1时相,将上述心脏的收缩末期的时相作为上述第2时相,设定上述第1关心区域与上述第2关心区域。

3. 根据权利要求1所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述关心区域设定部,接受操作者进行的上述第1关心区域以及上述第2关心区域的指定,设定上述第1关心区域以及上述第2关心区域。

4. 根据权利要求1所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述关心区域设定部根据上述医用图像数据的亮度与预先设定的上述组织的形状,检测出上述第1时相与上述第2时相的上述组织的形状,设定上述第1关心区域与上述第2关心区域。

5. 一种医用图像取得装置,其特征在于,包括:

图像取得部,通过拍摄周期运动的被检体,取得1周期以上的表示上述被检体的多个医用图像数据;

第1关心区域设定部,设定在1周期区间内包含的收缩期中的第1时相取得的医用图像数据所示的组织的第1关心区域;

第1追踪部,根据在上述1周期区间内包含的各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述1周期区间中的与上述第1关心区域相符合的位置;

第2关心区域设定部,在上述第1追踪部进行上述追踪后,通过在与上述1周期区间内包含的收缩期的上述第1时相不同的第2时相修正上述追踪的上述第1关心区域的位置,设定上述第2时相的上述组织的第2关心区域;

第2追踪部,根据在上述各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含上述第1时相与上述第2时相之间的区间在内的区间中的与上述第2关心区域相符合的位置;

位置修正部,根据上述第1追踪部取得的上述各时相的上述第1关心区域的位置信息与上述第2追踪部取得的上述各时相的上述第2关心区域的位置信息,以通过上述第1时相的上述第1关心区域的位置与上述第2时相的上述第2关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息;

运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息;

显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

6. 根据权利要求5所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述第1时相与上述第2时相的组合为心脏的舒张末期的时相与收缩末期的时相的组合。

7. 根据权利要求5所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述第1时相为心脏的舒张末期的时相,上述第2时相为上述心脏的收缩末期的时相,

上述位置修正部根据上述第1追踪部取得的上述各时相的上述第1关心区域的位置信息与上述第2追踪部取得的上述各时相的上述第2关心区域的位置信息,对于从上述舒张末期的时相到上述收缩末期的时相之间的第1区间,以通过上述舒张末期的时相的上述第1关心区域的位置与上述收缩末期的时相的上述第2关心区域的位置的方式,求出上述第1区间包含的各时相的上述组织的关心区域的位置信息,根据从上述收缩末期到上述1周期区间的结束时间点之间的第2区间包含的各时相的上述第2关心区域的位置信息与上述求出的上述第1区间包含的各时相的上述组织的关心区域的位置信息,求出上述1周期区间包含的各时相的上述组织的关心区域的位置信息,

上述运动信息计算部根据上述位置修正部取得的上述1周期区间包含的各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息。

8. 根据权利要求5所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述第1时相为心脏的收缩末期的时相,上述第2时相为上述心脏的舒张末期的时相,

上述位置修正部根据上述第1追踪部取得的上述各时相的上述第1关心区域的位置信息与上述第2追踪部取得的上述各时相的上述第2关心区域的位置信息,对于从上述收缩末期的时相到上述舒张末期的时相之间的第1区间,以通过上述收缩末期的时相的上述第1关心区域的位置与上述舒张末期的时相的上述第2关心区域的位置的方式,求出上述第1区间包含的各时相的上述组织的关心区域的位置信息,根据从上述收缩末期到上述第1周期区间的结束时间点之间的第2区间包含的各时相的上述第1关心区域的位置信息与上述求出的上述第1区间包含的各时相的上述组织的关心区域的位置信息,求出上述1周期区间包含的各时相的上述组织的关心区域的位置信息,

上述运动信息计算部根据通过上述位置修正部取得的上述1周期区间包含的各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息。

9. 根据权利要求1所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述位置修正部通过在上述第1时相与上述第2时相之间的时相平滑地连接上述第1关心区域的位置与上述第2关心区域的位置,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位

置信息。

10. 根据权利要求 1 所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述位置修正部通过在上述第 1 时相与上述第 2 时相之间的区间,对上述各时相的上述第 1 关心区域的位置与上述各时相的上述第 2 关心区域的位置进行与时间对应的加权相加,求出上述各时相的上述关心区域的位置信息。

11. 根据权利要求 1 所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述图像取得部取得上述 1 周期以上的多个三维图像数据作为上述医用图像数据,

上述位置修正部根据上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,求出三维位置信息作为上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息。

12. 根据权利要求 1 所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述图像取得部通过使用超声波扫描上述被检体,取得表示上述被检体的超声波图像数据作为上述医用图像数据。

13. 根据权利要求 1 所述的医用图像取得装置,其特征在于:

上述图像取得部通过对配置在静磁场中的上述被检体施加高频磁场以及梯度磁场收集磁共振信号,取得表示上述被检体的 MR 图像数据作为上述医用图像数据。

14. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:

存储部,存储通过拍摄周期运动的被检体取得的 1 周期以上的表示上述被检体的多个医用图像数据;

关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的第 1 时相取得的医用图像数据所示的组织的第 1 关心区域,设定与在上述 1 周期区间内包含的上述第 1 时相不同的第 2 时相取得的医用图像数据所示的上述组织的第 2 关心区域;

追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置,根据在上述各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置;

位置修正部,根据上述追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过在上述第 1 时相设定的上述第 1 关心区域的位置与在上述第 2 时相设定的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息;

运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息;

显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

15. 一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:

存储部,存储通过拍摄周期运动的被检体取得的 1 周期以上的表示上述被检体的多个医用图像数据;

第 1 关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的收缩期的第 1 时相取得的医用图像数据所示的组织的第 1 关心区域;

第 1 追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的医用图像数据,在每个时相

追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置；

第 2 关心区域设定部,在上述第 1 追踪部进行上述追踪后,通过修正与在上述 1 周期区间内包含的收缩期的上述第 1 时相不同的第 2 时相中的上述被追踪的上述第 1 关心区域的位置,在上述第 2 时相设定上述组织的第 2 关心区域；

第 2 追踪部,根据在上述各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含上述第 1 时相与上述第 2 时相之间的区间在内的区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置；

位置修正部,根据上述第 1 追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述第 2 追踪部取得的上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相的上述第 1 关心区域的位置与上述第 2 时相的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息；

运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息；

显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

16. 一种超声波图像取得装置,其特征在,包括：

图像取得部,通过使用超声波拍摄被检体的心脏,取得 1 周期以上的表示上述心脏的多个超声波图像数据；

关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的第 1 时相取得的超声波图像数据所示的组织的第 1 关心区域,设定在与上述 1 周期区间内包含的上述第 1 时相不同的第 2 时相取得的超声波图像数据所示的上述组织的第 2 关心区域；

追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置,根据在上述各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置；

位置修正部,根据上述追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相设定的上述第 1 关心区域的位置与在上述第 2 时相设定的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息；

运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息；

显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

17. 一种超声波图像取得装置,其特征在于,包括：

图像取得部,通过使用超声波拍摄被检体的心脏,取得 1 周期以上的表示上述心脏的多个超声波图像数据；

第 1 关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的收缩期中的第 1 时相取得的超声波图像数据所示的组织的第 1 关心区域；

第 1 追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置；

第 2 关心区域设定部,在上述第 1 追踪部进行上述追踪后,通过在与上述 1 周期区间内包含的收缩期的上述第 1 时相不同的第 2 时相修正上述追踪的上述第 1 关心区域的位置,

设定上述第 2 时相的上述组织的第 2 关心区域；

第 2 追踪部,根据在上述各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含上述第 1 时相与上述第 2 时相之间的区间在内的区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置；

位置修正部,根据上述第 1 追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述第 2 追踪部取得的上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相的上述第 1 关心区域的位置与上述第 2 时相的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息；

运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息；

显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

18. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括：

存储部,存储通过使用超声波拍摄被检体的心脏取得 1 周期以上的表示上述心脏的多个超声波图像数据；

关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的第 1 时相取得的超声波图像数据所示的组织的第 1 关心区域,设定在与上述 1 周期区间内包含的上述第 1 时相不同的第 2 时相取得的超声波图像数据所示的上述组织的第 2 关心区域；

追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置,根据在上述各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置；

位置修正部,根据上述追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过在上述第 1 时相设定的上述第 1 关心区域的位置与在上述第 2 时相设定的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息；

运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息；

显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

19. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括：

存储部,存储通过使用超声波拍摄被检体的心脏取得的 1 周期以上的表示上述心脏的多个超声波图像数据；

第 1 关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的收缩期中的第 1 时相取得的超声波图像数据所示的组织的第 1 关心区域；

第 1 追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置；

第 2 关心区域设定部,在上述第 1 追踪部进行上述追踪后,通过修正与在上述 1 周期区间内包含的收缩期的上述第 1 时相不同的第 2 时相中的上述追踪的上述第 1 关心区域的位置,在上述第 2 时相设定上述组织的第 2 关心区域；

第 2 追踪部,根据在上述各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪在包含上述第 1 时相与上述第 2 时相之间的区间在内的区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置；

位置修正部,根据上述第 1 追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述第 2 追踪部取得的上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相的上述第 1 关心区域的位置与上述第 2 时相的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息;

运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息;

显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

医用图像取得装置、医用图像处理装置、超声波图像取得装置以及超声波图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及取得表示被检体的医用图像,并利用该医用图像求出被检体的运动状态的医用图像取得装置以及超声波图像取得装置。另外,涉及利用医用图像求出被检体的运动状态的医用图像处理装置以及超声波图像处理装置。

背景技术

[0002] 客观且定量地评价关于心肌(myocardium)等生物体组织的功能,对于该生物体组织的诊断是非常重要的。例如,提出了使用超声波图像取得装置取得心脏的图像数据(data),基于该图像数据进行定量的评价方法。

[0003] 作为1个例子,根据日本特开2003-175041号公报或日本特开2003-250804号公报,将二维超声波图像或三维超声波图像作为对象,一边进行使用了局部的模式匹配(pattern matching)处理的追踪,一边计算心肌的位移或变形等的局部的壁运动信息的技术(以下,称为散斑追踪(Speckle Tracking):“ST”)已经被实用化。

[0004] 在ST法中,一般在舒张末期(end diastole)(检测出最初的R波的心时相)或收缩末期(end systole),给予心肌内膜(endocardium)的轮廓或外膜(epicardium)的轮廓作为初始的追踪位置。并且,在剩余的心时相中,通过使用由局部模式匹配处理所得到的移动向量(vector)信息来自动追踪初始的追踪位置,从而追踪必要的全部时相下的内膜的轮廓与外膜的轮廓。

[0005] 在使用ST法的追踪处理中,在心脏移动速度最快的舒张期(diastole)(特别是舒张早期E')推算移动向量是很困难的,在心时相E'中轮廓的追踪容易发生偏离。因此,本申请的申请人提出了在心时相E'后轮廓的追踪发生偏离时,通过进行必要的轮廓位置的修正,沿着正向进行再追踪,从而自动更新心时相E'以后的追踪结果的方法(日本特愿2008-114854号公报)。在此,有时将日本特愿2008-114854号公报中提出的再追踪方法称为“ReTrack2(再追踪2)”功能。

[0006] 但是,实际上不仅在舒张期,在收缩期(systole)(动作比较慢的心时相S'),有时也会产生追踪的误差。为了取得更正确的评价结果,只使用上述再追踪方法(ReTrack2功能),逐次对在收缩期产生的追踪误差、进而在舒张期产生的追踪误差进行修正是很花费工夫的,并不简便。

发明内容

[0007] 本发明其目的在于:提供一种在追踪关心区域的处理中,使从追踪开始时就难以偏离追踪位置,或者即使在追踪位置发生了偏离的情况下,也能够通过简便的操作修正追踪位置,从而更正确地评价关心区域中包含的组织的运动的医用图像取得装置、医用图像处理装置、超声波图像取得装置以及超声波图像处理装置。

[0008] 根据本发明的第1实施方式提供一种医用图像取得装置,其特征在于,包括:图像

取得部,通过拍摄周期运动的被检体,取得 1 周期以上的表示上述被检体的多个医用图像数据;关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的第 1 时相取得的医用图像数据所示的组织的第 1 关心区域,设定与在上述 1 周期区间内包含的上述第 1 时相不同的第 2 时相取得的医用图像数据所示的上述组织的第 2 关心区域;追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置,根据在上述各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置;位置修正部,根据上述追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相设定的上述第 1 关心区域的位置与在上述第 2 时相设定的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息;运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息;显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

[0009] 根据该第 1 实施方式,根据各时相的第 1 关心区域的位置信息与各时相的第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相设定的第 1 关心区域的位置与在上述第 2 时相设定的第 2 关心区域的位置的方式求出各时相下的组织的关心区域的位置信息。由此,能够使追踪部的追踪难以偏离。另外,即使追踪部的追踪发生了偏离时,也能够通过根据简便的操作修正追踪位置,从而更正确地提供组织的运动。

[0010] 根据本发明的第 2 实施方式提供一种医用图像取得装置,其特征在于,包括:图像取得部,通过拍摄周期运动的被检体,取得 1 周期以上的表示上述被检体的多个医用图像数据;第 1 关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的收缩期中的第 1 时相取得的医用图像数据所示的组织的第 1 关心区域;第 1 追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置;第 2 关心区域设定部,在上述第 1 追踪部进行上述追踪后,通过在与上述 1 周期区间内包含的收缩期的上述第 1 时相不同的第 2 时相修正上述追踪的上述第 1 关心区域的位置,设定上述第 2 时相的上述组织的第 2 关心区域;第 2 追踪部,根据在上述各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含上述第 1 时相与上述第 2 时相之间的区间在内的区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置;位置修正部,根据上述第 1 追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述第 2 追踪部取得的上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相的上述第 1 关心区域的位置与上述第 2 时相的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息;运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息;显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

[0011] 根据本发明的第 3 实施方式提供一种医用图像处理装置,其特征在于,包括:存储部,存储通过拍摄周期运动的被检体取得的 1 周期以上的表示上述被检体的多个医用图像数据;关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的第 1 时相取得的医用图像数据所示的组织的第 1 关心区域,设定与在上述 1 周期区间内包含的上述第 1 时相不同的第 2 时相取得的医用图像数据所示的上述组织的第 2 关心区域;追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置,根据在上述各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包

含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置 ;位置修正部,根据上述追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过在上述第 1 时相设定的上述第 1 关心区域的位置与在上述第 2 时相设定的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息 ;运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息 ;显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

[0012] 根据本发明的第 4 实施方式提供一种医用图像处理装置,其特征在于,包括 :存储部,存储通过拍摄周期运动的被检体取得的 1 周期以上的表示上述被检体的多个医用图像数据 ;第 1 关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的收缩期的第 1 时相取得的医用图像数据所示的组织的第 1 关心区域 ;第 1 追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置 ;第 2 关心区域设定部,在上述第 1 追踪部进行上述追踪后,通过修正与在上述 1 周期区间内包含的收缩期的上述第 1 时相不同的第 2 时相中的上述被追踪的上述第 1 关心区域的位置,在上述第 2 时相设定上述组织的第 2 关心区域 ;第 2 追踪部,根据在上述各时相取得的医用图像数据,在每个时相追踪包含上述第 1 时相与上述第 2 时相之间的区间在内的区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置 ;位置修正部,根据上述第 1 追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述第 2 追踪部取得的上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相的上述第 1 关心区域的位置与上述第 2 时相的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息 ;运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息 ;显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

[0013] 根据本发明的第 5 实施方式提供一种超声波取图像得装置,其特在于,包括 :图像取得部,通过使用超声波拍摄被检体的心脏,取得 1 周期以上的表示上述心脏的多个超声波图像数据 ;关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的第 1 时相取得的超声波图像数据所示的组织的第 1 关心区域,设定在与上述 1 周期区间内包含的上述第 1 时相不同的第 2 时相取得的超声波图像数据所示的上述组织的第 2 关心区域 ;追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置,根据在上述各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置 ;位置修正部,根据上述追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过在上述第 1 时相设定的上述第 1 关心区域的位置与在上述第 2 时相设定的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息 ;运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息 ;显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

[0014] 根据本发明的第 6 实施方式提供一种超声波图像取得装置,其特征在于,包括 :图像取得部,通过使用超声波拍摄被检体的心脏,取得 1 周期以上的表示上述心脏的多个超声波图像数据 ;第 1 关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的收缩期中的第 1 时相取得的超声波图像数据所示的组织的第 1 关心区域 ;第 1 追踪部,根据在上述 1 周期区间内

包含的各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置;第 2 关心区域设定部,在上述第 1 追踪部进行上述追踪后,通过在与上述 1 周期区间内包含的收缩期的上述第 1 时相不同的第 2 时相修正上述追踪的上述第 1 关心区域的位置,设定上述第 2 时相的上述组织的第 2 关心区域;第 2 追踪部,根据在上述各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含上述第 1 时相与上述第 2 时相之间的区间在内的区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置;位置修正部,根据上述第 1 追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述第 2 追踪部取得的上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相的上述第 1 关心区域的位置与上述第 2 时相的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息;运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息;显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

[0015] 根据本发明的第 7 实施方式提供一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:存储部,存储通过使用超声波拍摄被检体的心脏取得 1 周期以上的表示上述心脏的多个超声波图像数据;关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的第 1 时相取得的超声波图像数据所示的组织的第 1 关心区域,设定在与上述 1 周期区间内包含的上述第 1 时相不同的第 2 时相取得的超声波图像数据所示的上述组织的第 2 关心区域;追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置,根据在上述各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置;位置修正部,根据上述追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相设定的上述第 1 关心区域的位置与在上述第 2 时相设定的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息;运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息;显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

[0016] 根据本发明的第 8 实施方式提供一种超声波图像处理装置,其特征在于,包括:存储部,存储通过使用超声波拍摄被检体的心脏取得的 1 周期以上的表示上述心脏的多个超声波图像数据;第 1 关心区域设定部,设定在 1 周期区间内包含的收缩期中的第 1 时相取得的超声波图像数据所示的组织的第 1 关心区域;第 1 追踪部,根据在上述 1 周期区间内包含的各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪包含剩余时相的上述 1 周期区间中的与上述第 1 关心区域相符合的位置;第 2 关心区域设定部,在上述第 1 追踪部进行上述追踪后,通过修正与在上述 1 周期区间内包含的收缩期的上述第 1 时相不同的第 2 时相中的上述追踪的上述第 1 关心区域的位置,在上述第 2 时相设定上述组织的第 2 关心区域;第 2 追踪部,根据在上述各时相取得的超声波图像数据,在每个时相追踪在包含上述第 1 时相与上述第 2 时相之间的区间在内的区间中的与上述第 2 关心区域相符合的位置;位置修正部,根据上述第 1 追踪部取得的上述各时相的上述第 1 关心区域的位置信息与上述第 2 追踪部取得的上述各时相的上述第 2 关心区域的位置信息,以通过上述第 1 时相的上述第 1 关心区域的位置与上述第 2 时相的上述第 2 关心区域的位置的方式,求出上述各时相的上述组织的关心区域的位置信息;运动信息计算部,根据上述位置修正部取得的上述各时相的关

心区域的位置信息,求出上述组织的运动信息;显示控制部,使上述运动信息显示在显示部上。

[0017] 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

[0018] 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。

[0019] 图 1 为表示与本发明的实施方式相关的超声波图像取得装置的框 (block) 图。

[0020] 图 2 为用于说明与本发明的实施方式相关的加权处理的图。

[0021] 图 3 为表示与本发明的第 2 实施方式相关的超声波图像取得装置所取得的图像与壁运动信息的图。

[0022] 图 4 为表示与本发明的第 2 实施方式相关的超声波图像取得装置所取得的图像与壁运动信息的图。

[0023] 图 5 表示与本发明的第 2 实施方式相关的超声波图像取得装置所取得的图像与壁运动信息的图。

[0024] 图 6 为表示与本发明的第 2 实施方式相关的超声波图像取得装置所取得的图像与壁运动信息的图。

[0025] 图 7 为用于说明与本发明的实施方式相关的加权处理的图。

[0026] 图 8 为表示与本发明的第 3 实施方式相关的超声波图像取得装置所取得的图像与壁运动信息的图。

[0027] 图 9 为表示与本发明的第 3 实施方式相关的超声波图像取得装置所取得的图像与壁运动信息的图。

[0028] 图 10 为表示与本发明的第 3 实施方式相关的超声波图像取得装置所取得的图像与壁运动信息的图。

[0029] 图 11 为表示与本发明的第 3 实施方式相关的超声波图像取得装置所取得的图像与壁运动信息的图。

[0030] 图 12 为表示与本发明的第 4 实施方式相关的超声波图像取得装置所取得的图像的图。

具体实施方式

[0031] [第 1 实施方式]

[0032] 与本发明的实施方式相关的医用图像取得装置可以使用超声波图像取得装置、MRI (磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging)) 装置、或者 X 射线 CT (X-ray Computed Tomography) 装置。以下,针对作为医用图像取得装置的一例的超声波图像取得装置进行说明。针对与本发明的实施方式相关的超声波图像取得装置,参照图 1 进行说明。

[0033] 超声波图像取得装置 1,具备超声波探头 (ultrasonic probe) 2、发送接收部 3、信号处理部 4、图像生成部 5、存储部 6、显示控制部 7、用户界面 (user interface) (UI) 8、控制

部 9、图像处理部 10 以及运动信息计算部 20。另外,也可以由存储部 6、显示控制部 7、用户界面 (UI)8、图像处理部 10 以及运动信息计算部 20 构成医用图像处理装置。

[0034] 超声波探头 2 使用将多个超声波振子 (ultrasonic transducer) 沿规定方向 (扫描方向) 排列成 1 列的一维阵列探头 (1D array probe)、或者二维地配置多个超声波振子的二维阵列探头 (2D array probe)。另外,也可以使用沿规定方向 (扫描方向) 排列超声波振子,沿与扫描方向正交的方向 (摇动方向) 能够机械地摇动超声波振子的一维阵列探头。

[0035] 发送接收部 3 具备发送部与接收部,向超声波探头 2 供给电子信号以使产生超声波,接收超声波探头 2 接收到的回波 (echo) 信号。

[0036] 发送接收部 3 的发送部具备未图示的时钟 (clock) 产生电路、发送延迟电路以及脉冲器 (pulsar) 电路。时钟产生电路产生决定超声波信号的发送定时和发送频率的时钟信号。发送延迟电路在发送超声波时施加延迟实施发送聚焦 (focus)。脉冲器电路具有与各超声波振子对应的单独信道 (channel) 相应数量的脉冲器,按照施加了延迟的发送定时产生驱动脉冲,向超声波探头 2 的各超声波振子供给电子信号。

[0037] 发送接收部 3 的接收部,具备前置放大器 (preamplifier) 电路、A/D 转换电路、接收延迟电路以及加法电路。前置放大器电路对每个接收信道放大从超声波探头 2 的各超声波振子输出的回波信号。A/D 转换电路对放大后的回波信号进行 A/D 转换。接收延迟电路对 A/D 转换后的回波信号给予决定接收指向性所需要的延迟时间。加法电路将被延迟的回波信号相加。通过其相加,强调来自与接收指向性相应的方向的反射分量。另外,有时将由该发送接收部 3 相加处理得到的信号称为“RF 数据 (原始数据)”。发送接收部 3 将 RF 数据输出到信号处理部 4。

[0038] 另外,根据超声波探头 2 与发送接收部 3 构成本发明的“图像取得部”的 1 个例子。

[0039] 信号处理部 4,具备 B 模式 (B-mode) 处理部、CFM (彩色血流成像 (Color Flow Mapping)) 处理部等。B 模式处理部进行回波振幅信息的影像化。具体来说,B 模式处理部对从发送接收部 3 输出的接收信号进行带通滤波处理 (Band pass Filter),此后,检波输出信号的包络线。并且,B 模式处理部通过对检波的数据实施基于对数转换的压缩处理,进行回波振幅信息的影像化。另外,CFM 处理部进行变动的血流信息的影像化。血流信息包含速度、分散以及功率 (power) 等信息,血流信息作为 2 值化信息被得到。

[0040] 图像生成部 5 将信号处理后的数据转换为基于空间坐标的坐标系的数据 (数字扫描转换 (digital scan conversion))。例如,图像生成部 5 通过对从 B 模式处理部输出的信号处理后的数据实施扫描转换处理,生成表示被检体的组织形状的 B 模式图像数据 (以下,有时称为“断层图像数据”)。并且,图像生成部 5 将断层图像数据等超声波图像数据输出到存储部 6。

[0041] 另外,使用超声波探头 2 与发送接收部 3 进行容积扫描 (volume scan) 时,图像生成部 5 也可以通过从信号处理部 4 接受体数据 (volume data),并对其体数据实施体绘制 (volume rendering),生成立体地表示组织的三维图像数据。进而,图像生成部 5 还可以通过对体数据实施 MPR 处理 (多平面重建, multi-plannar reconstruction),生成任意剖面的图像数据 (MPR 图像数据)。并且,图像生成部 5 将三维图像数据或 MPR 图像数据等超声波图像数据输出到存储部 6。

[0042] 由图像生成部 5 生成的断层图像数据或三维图像数据等超声波图像数据被存储到存储部 6 中。另外,在取得被检体的 ECG (Electrocardiogram) 信号时,控制部 9 从超声波图像取得装置 1 的外部接受 ECG 信号,使超声波图像数据与按生成该超声波图像数据的定时接受到的心时相对应起来存储到存储部 6 中。另外,超声波图像数据相当于本发明的“医用图像数据”的 1 个例子。

[0043] 与第 1 实施方式相关的超声波图像取得装置 1 通过使用超声波扫描被检体的心脏,在每个心时相取得表示心脏的断层图像数据。即、超声波图像取得装置 1 取得表示心脏的活动图像数据。例如,超声波图像取得装置 1 通过使用超声波对被检体的心脏进行 1 个心动周期 (cardiac cycle) 以上扫描,取得 1 个心动周期以上的表示心脏的多个断层图像数据 (活动图像数据)。另外,在取得 ECG 信号时,控制部 9 使各断层图像数据与按生成其断层图像数据的定时接受到的心时相相对应起来存储到存储部 6 中。由此,多个断层图像数据分别与生成断层图像数据的心时相对应地存储到存储部 6 中。

[0044] 显示控制部 7 从存储部 6 中读取断层图像数据并将基于该断层图像数据的断层图像显示在显示部 81 上。例如,如果操作者使用操作部 82 指定任意心时相,则表示被指定的心时相的信息将从用户界面 (UI) 8 被输出到显示控制部 7 中。显示控制部 7 从存储部 6 中读取与被指定的心时相相对应的断层图像数据,并将基于该断层图像数据的断层图像显示在显示部 81 上。

[0045] (图像处理部 10)

[0046] 图像处理部 10 具备第 1 追踪部 11、第 2 追踪部 12、第 3 追踪部 13 以及位置修正部 14。

[0047] 图像处理部 10 将在表示心脏的断层图像上指定的特定组织的轮廓 (关心区域) 作为初始轮廓,通过对取得的心时相不同的 2 个断层图像进行模式匹配,从而求出各心时相下的轮廓的位置。

[0048] 在本实施方式中,作为 1 个例子有如下方式。即、图像处理部 10 以将在 2 个心时相指定的轮廓作为各自的心时相下的初始轮廓进行模式匹配、并且通过 2 个初始轮廓位置的方式来修正各心时相的轮廓的位置。

[0049] 例如,在舒张末期 ED 指定第 1 初始轮廓位置 IC1,在收缩末期 ES 指定第 2 初始轮廓位置 IC2 时,图像处理部 10,使用第 1 初始轮廓位置 IC1 求出各心时相下的轮廓的位置,进一步使用第 2 初始轮廓位置 IC2 求出各心时相下的轮廓的位置。而且,图像处理部 10 以使在舒张末期 ED 通过第 1 初始轮廓位置 IC1,在收缩末期 ES 通过第 2 初始轮廓位置 IC2 的方式来求出各心时相下的轮廓的位置。

[0050] 在此,针对上述初始轮廓 (关心区域) 的指定方法进行说明。在本实施方式中,针对指定心脏的内膜轮廓与外膜轮廓的情况进行说明。

[0051] 首先,操作者使用操作部 82 指定任意心时相。显示控制部 7 从存储部 6 中读取在由操作者指定的心时相所取得的断层图像数据,并将基于该断层图像数据的断层图像显示在显示部 81 上。在本实施方式中,由于取得表示心脏的断层图像数据,所以表示心脏的断层图像显示在显示部 81 上。例如,通过使用超声波探头 2 与发送接收部 3 扫描沿着心脏的长轴方向的剖面 (以下,称为“长轴剖面”),取得长轴剖面的断层图像数据 (以下,称为“长轴图像数据”)。并且,显示控制部 7 将基于在操作者指定的心时相所取得的长轴图像数据

的长轴图像显示在显示部 81 上。

[0052] 例如,如果由操作者指定舒张末期 ED,则显示控制部 7 从存储部 6 中读取在舒张末期 ED 所取得的断层图像数据,并将基于该断层图像数据的断层图像显示在显示部 81 上。

[0053] 另外,如果由操作者指定收缩末期 ES,则显示控制部 7 将从存储部 6 中读取在收缩末期 ES 所取得的断层图像数据,并将该断层图像数据 display 在显示部 81 上。

[0054] 断层图像数据与取得该断层图像数据的心时相对应地被存储到存储部 6 中。因此,显示控制部 7 从存储部 6 中读取在舒张末期 ED 或收缩末期 ES 等心时相所取得的断层图像数据,并将基于该心时相的断层图像数据的断层图像显示在显示部 81 上。

[0055] 并且,操作者通过使用操作部 82 描出断层图像上所示的内膜的二维轮廓,从而在断层图像上指定内膜的二维轮廓。如果这样指定内膜的二维轮廓,则表示内膜的二维轮廓的位置的坐标信息将从用户界面 (UI)8 经由控制部 9 被输出到图像处理部 10 中。

[0056] 并且,操作者通过使用操作部 82 描出断层图像上所示的外膜的二维轮廓,从而在断层图像上指定外膜的二维轮廓。如果这样指定外膜的二维轮廓,则表示外膜的二维轮廓的位置的坐标信息将从用户界面 (UI)8 经由控制部 9 被输出到图像处理部 10。

[0057] (第 1 追踪部 11)

[0058] 在图像处理部 10 中,第 1 追踪部 11 从用户界面 (UI)8 中接受内膜轮廓的坐标信息与外膜轮廓的坐标信息。被指定的内膜的二维轮廓作为内膜的初始轮廓,被设定在第 1 追踪部 11。另外,被指定的外膜的二维轮廓作为外膜的初始轮廓,被设定第 1 追踪部 11。例如,舒张末期 ED 的内膜的二维轮廓被设定作为内膜的初始轮廓。另外,舒张末期 ED 的外膜的二维轮廓被设定作为外膜的初始轮廓。

[0059] 像以上那样,如果操作者指定任意心时相下的内膜的二维轮廓(内膜的初始轮廓),则第 1 追踪部 11 将取得的时间不同的 2 个断层图像数据作为对象,进行使用了散斑图 (speckle pattern) 的模式匹配 (ST 处理)。通过该模式匹配,第 1 追踪部 11 针对在各心时相取得的每个断层图像数据求出构成内膜的二维轮廓的各点位置。并且,第 1 追踪部 11 针对在各心时相生成的每个断层图像数据求出内膜的二维轮廓上的各点位置。这样,第 1 追踪部 11 在时间上追踪 (tracking) 构成内膜的二维轮廓的各点。

[0060] 例如,第 1 追踪部 11 接收构成作为初始轮廓被设定的内膜轮廓的各点的坐标信息,进一步从存储部 6 中读取在设定该初始轮廓的断层图像数据(以下,有时称为“断层图像数据 A”)的下一个心时相生成的断层图像数据(以下,有时称为“断层图像数据 B”)。并且,第 1 追踪部 11 通过将在时间上连续的 2 个断层图像作为对象,进行使用了散斑图的模式匹配,求出构成内膜轮廓的各点的移动向量。具体来说,第 1 追踪部 11 通过将断层图像 A 与断层图像 B 作为对象,进行使用了散斑图的模式匹配,求出构成内膜轮廓的各点的移动向量。该移动向量表示构成轮廓的各点的位移与各点位移的移动方向。即,第 1 追踪部 11 通过将 2 个断层图像作为对象进行模式匹配,计算散斑 (speckle) 的移动量,从而求出构成轮廓的各点的移动向量。通过这样求出构成轮廓的各点的移动向量,求出生成断层图像数据 B 的心时相下的构成内膜轮廓的各点位置。

[0061] 进而第 1 追踪部 11 从存储部 6 中读取在断层图像数据 B 的下一个心时相生成的断层图像数据(以下,有时称为“断层图像数据 C”)。并且,第 1 追踪部 11 通过将时间上连续的 2 个断层图像(断层图像 B 与断层图像 C)作为对象,进行使用了散斑图的模式匹配,

求出构成内膜轮廓的各点的移动向量。由此,求出生成断层图像数据 C 的心时相下的构成内膜轮廓的各点位置。

[0062] 像以上那样,第 1 追踪部 11 通过使用了散斑图的模式匹配(ST 处理),针对生成各断层图像数据的每个心时相求出构成内膜轮廓的各点的移动向量。由此,第 1 追踪部 11 时间上追踪构成内膜轮廓的各点上的移动向量。其结果,能够时间上追踪构成内膜的二维轮廓的各点。例如,第 1 追踪部 11 将在 1 个心动周期取得的全部断层图像数据作为对象,求出各心时相下的构成内膜的二维轮廓的各点位置。由此,求出 1 个心动周期上各心时相下的构成内膜的二维轮廓的各点位置。

[0063] 另外,如果设定外膜的二维轮廓(外膜的初始轮廓),则第 1 追踪部 11,与内膜的追踪一样,将 2 个图像作为对象,进行使用了散斑图的模式匹配。通过该模式匹配,第 1 追踪部 11 针对在各心时相上所生成的每个断层图像数据,求出构成外膜的二维轮廓的各点位置。这样,第 1 追踪部 11 在时间上追踪构成外膜的二维轮廓的各点。

[0064] 另外,第 1 追踪部 11 也可以求出被指定的内膜上的各位置的法线向量,定义从内膜上的各位置向其法线方向一定距离外侧的位置作为外膜的二维轮廓。例如,第 1 追踪部 11 将离内膜的位置 8mm 外侧的位置定义为外膜的轮廓。该一定距离能够由操作者改变为任意值。在此定义的外膜的二维轮廓,作为成为追踪对象的外膜的初始轮廓被设定在第 1 追踪部 11。并且,第 1 追踪部 11 在时间上追踪构成外膜的二维轮廓的各点。

[0065] 并且,第 1 追踪部 11 将各心时相下的构成内膜的二维轮廓的各点的坐标信息与构成外膜的二维轮廓的各点的坐标信息输出到位置修正部 14。另外,第 1 追踪部 11 相当于本发明的“追踪部”以及“第 1 追踪部”的一个例子。

[0066] 在此,针对第 1 实施方式的具体例子进行说明。作为一个例子,将 1 个心跳(1 个心动周期)(心时相 $t =$ 舒张末期 ED_0 至下一个舒张末期 ED_1) 作为追踪对象的期间。针对在舒张末期 ED 与收缩末期 ES 分别设定初始轮廓进行追踪处理的情况进行说明。

[0067] (步骤 S01)

[0068] 首先,操作者使用操作部 82 指定所希望的 1 个心跳(心时相 $t =$ 舒张末期 ED_0 至下一个舒张末期 ED_1)。如果指定所希望的 1 个心跳,则表示被指定的心时相(舒张末期 ED_0 至下一个舒张末期 ED_1) 的信息将从用户界面(UI)8 被输出到图像处理部 10 与显示控制部 7。

[0069] (步骤 S02)

[0070] 其次,操作者使用操作部 82 在第 1 初始时相指定第 1 初始轮廓的位置。具体来说,显示控制部 7 从存储部 6 中读取第 1 初始时相的断层图像数据,并将基于该断层图像数据的断层图像显示在显示部 81 上。例如,操作者使用操作部 82,指定舒张末期 ED_0 作为第 1 初始时相 T_1 时,显示控制部 7 将舒张末期 ED_0 的断层图像显示在显示部 81 上。然后,操作者使用操作部 82 在舒张末期 ED_0 的断层图像上指定内膜的第 1 初始轮廓位置 IC_1 。

[0071] (步骤 S03)

[0072] 并且,操作者使用操作部 82 在与第 1 初始时相不同的第 2 初始时相指定第 2 初始轮廓的位置。例如,操作者使用操作部 82,指定收缩末期 ES 作为第 2 初始时相 T_2 时,显示控制部 7 将收缩末期 ES 的断层图像显示在显示部 81 上。然后,操作者使用操作部 82 在收缩末期 ES 的断层图像上指定内膜的第 1 初始轮廓位置 IC_1 。

[0073] (步骤 S04)

[0074] 第 1 追踪部 11 将由操作者指定的第 1 初始轮廓位置 IC1 作为追踪对象。并且,第 1 追踪部 11 通过将在 1 个心跳内(舒张末期 ED₀ 至下一个舒张末期 ED₁)取得的各心时相的断层图像数据作为对象进行 ST 处理,求出包含剩余的心时相的 1 个心跳内的各心时相下内膜的轮廓位置 P₀(t)。

[0075] 另外,第 1 追踪部 11 将由操作者指定的第 2 初始轮廓位置 IC2 作为其他追踪对象。并且,第 1 追踪部 11 通过将在 1 个心跳内(舒张末期 ED₀ 至舒张末期 ED₁)取得的各心时相下的断层图像数据作为对象进行 ST 处理,求出包含剩余的心时相的 1 个心跳内的各心时相下内膜的轮廓位置 P₁(t)。

[0076] 并且,位置修正部 14 根据各心时相的内膜的轮廓位置 P₀(t) 与各心时相的内膜的轮廓位置 P₁(t),以在舒张末期 ED₀ 通过第 1 初始轮廓位置 IC1、在收缩末期 ES 通过第 2 初始轮廓位置 IC2 的方式,求出各心时相的内膜的轮廓位置 P(t)。

[0077] 轮廓位置 P₀(t) 为通过将第 1 初始轮廓位置 IC1 作为追踪对象取得的内膜的轮廓位置。另外,轮廓位置 P₁(t) 为通过将第 2 初始轮廓位置 IC2 作为追踪对象取得的内膜的轮廓位置。

[0078] 另外,位置修正部 14 相当于本发明的“位置修正部”的 1 个例子。

[0079] 位置修正部 14 根据以下所示的第 1 方法或第 2 方法求出轮廓位置 P(t)。

[0080] (第 1 方法)

[0081] 例如,位置修正部 14,在舒张末期 ED₀ 与收缩末期 ES 之间的心时相 t_m,通过连接根据第 1 初始轮廓位置 IC1 取得的轮廓位置 P₀(t) 与根据第 2 初始轮廓位置 IC2 取得的轮廓位置 P₁(t),求出 1 个心跳内的各心时相的轮廓位置 P(t)。

[0082] 作为心时相 t_m,最好使用舒张末期 ED₀ 与收缩末期 ES 的中间时间 ((ES-ED₀)/2)。另外,心时相 t_m 也可以是其中间时间以外的时间。

[0083] 另外,假定在心时相 t_m,在轮廓位置 P₀(t) 与轮廓位置 P₁(t) 之间会产生位置偏离的情况。因此,最好是在轮廓位置的连接之后,位置修正部 14 通过在心时相 t_m 的附近,在时间方向上实施轮廓位置的平滑(smoothing)处理或轮廓位置的拟合(fitting)处理,从而在心时相 t_m 附近在时间上平滑地连接两者的轮廓位置。

[0084] (第 2 方法)

[0085] 位置修正部 14 也可以通过进行与时间对应的加权来相加对根据第 1 初始轮廓位置 IC1 取得的轮廓位置 P₀(t) 与根据第 2 初始轮廓位置 IC2 取得的轮廓位置 P₁(t),从而求出 1 个心跳内的各心时相的轮廓位置 P(t)。

[0086] 例如,对轮廓位置 P₀(t) 应用第 1 权重函数 W₀(t)。第 1 权重函数 W₀(t) 为在舒张末期 ED₀ 权重为“1”,随着由舒张末期 ED₀ 变为收缩末期 ES 权重逐渐变小,在收缩末期 ES 权重为“0”的权重函数。另外,第 1 权重函数 W₀(t) 随着由收缩末期 ES 变为下一个舒张末期 ED₁ 权重逐渐变大,在舒张末期 ED₁ 权重为“1”。

[0087] 对轮廓位置 P₁(t) 应用第 2 权重函数 W₁(t)。第 2 权重函数 W₁(t) 为在舒张末期 ED₀ 权重为“0”,随着由舒张末期 ED₀ 变为收缩末期 ES 权重逐渐变大,在收缩末期 ES 权重为“1”的权重函数。另外,第 2 权重函数 W₁(t) 随着由收缩末期 ES 变为下一个舒张末期 ED₁ 权重逐渐变小,在舒张末期 ED₁ 权重为“0”。

[0088] 位置修正部 14 将第 1 权重函数 $W_0(t)$ 应用于轮廓位置 $P_0(t)$, 将第 2 权重函数 $W_1(t)$ 应用于轮廓位置 $P_1(t)$ 。并且, 位置修正部 14 通过将利用第 1 权重函数 $W_0(t)$ 加权后的轮廓位置 $P_0(t)$ 与利用第 2 权重函数 $W_1(t)$ 加权后的轮廓位置 $P_1(t)$ 相加, 求出 1 个心跳内的各心时相的轮廓位置 $P(t)$ 。

[0089] 即, 位置修正部 14 根据以下算式求出轮廓位置 $P(t)$ 。

[0090] 轮廓位置 $P(t) = P_0(t) \times W_0(t) + P_1(t) \times W_1(t)$

[0091] 在此, $W_0(t) + W_1(t) = 1.0$

[0092] 如果像以上那样求出 1 个心跳内的各心时相的轮廓位置 $P(t)$, 则图像处理部 10 将各心时相的轮廓位置 $P(t)$ 输出到运动信息计算部 20 与显示控制部 7。另外, 在上述说明中, 针对内膜的轮廓位置 $P(t)$ 进行了说明。图像处理部 10 使用同样的方法求出外膜的轮廓位置, 并将外膜的轮廓位置输出到运动信息计算部 20 与显示控制部 7。

[0093] 即, 图像处理部 10 将构成各心时相的内膜二维轮廓的各点坐标信息与构成各心时相的外膜二维轮廓的各点坐标信息输出到运动信息计算部 20 与显示控制部 7。

[0094] (运动信息计算部 20)

[0095] 运动信息计算部 20 从图像处理部 10 中接受构成各心时相的内膜二维轮廓的各点坐标信息与构成各心时相的外膜二维轮廓的各点坐标信息, 求出心肌的壁运动信息。

[0096] 作为 1 个例子, 运动信息计算部 20 根据构成各心时相的内膜二维轮廓的各点坐标信息与构成外膜二维轮廓的各点坐标信息, 求出各心时相的壁厚方向的壁厚变化率 (Transversal Strain [%])。壁厚变化率被定义为内膜与外膜之间的厚度方向的变形。运动信息计算部 20 也可以求出表示壁厚变化率的时间微分的变形率 (Transversal Strain Rate [1/s])。

[0097] 例如, 运动信息计算部 20 在内膜轮廓上的点上求出正交于内膜轮廓的虚拟线。并且, 运动信息计算部 20 求出该虚拟线与外膜轮廓相交的点。运动信息计算部 20 根据各心时相的内膜轮廓上的点与外膜轮廓上的点之间的距离, 求出各心时相的内膜与外膜之间的壁厚变化率。另外, 运动信息计算部 20 在内膜轮廓与外膜轮廓上, 按照每个规定间隔求出壁厚变化率。即, 运动信息计算部 20 在心脏的内膜与外膜上, 求出多个部位的壁厚变化率。这样, 运动信息计算部 20 在每个心时相求出心肌的各个部位的壁厚变化率。另外, 运动信息计算部 20 也可以通过时间微分各心时相的各个部位的壁厚变化率, 在每个心时相求出变形率。并且, 运动信息计算部 20 将各心时相的各个部位的壁运动信息输出到显示控制部 7。另外, 运动信息计算部 20 相当于本发明的“运动信息计算部”的 1 个例子。

[0098] (显示控制部 7)

[0099] 显示控制部 7 具备标记 (marker) 生成部 71 与颜色分配部 72, 将超声波图像显示在显示部 81 上。

[0100] (标记生成部 71)

[0101] 标记生成部 71 根据由操作者指定的内膜的二维轮廓的坐标信息, 生成表示内膜轮廓的形状的内膜标记。同样, 标记生成部 71 根据操作者指定的外膜的二维轮廓的坐标信息, 生成表示外膜轮廓的形状的外膜标记。显示控制部 7 将基于指定初始轮廓的断层图像数据的断层图像显示在显示部 81 上。并且, 显示控制部 7 根据各标记的坐标信息确定断层图像上的各标记的显示位置, 将内膜标记与外膜标记与断层图像重叠并在显示部 81 上予

以显示。

[0102] 另外,当标记生成部 71 从图像处理部 10 中接受构成各心时相的内膜二维轮廓的各点坐标信息时,生成表示各心时相的内膜的轮廓形状的内膜标记。同样,当标记生成部 71 从图像处理部 10 中接受构成各心时相的外膜二维轮廓的各点坐标信息时,生成表示各心时相的外膜轮廓形状的外膜标记。

[0103] 显示控制部 7 在每个心时相依次将基于在各心时相取得的断层图像数据的断层图像显示在显示部 81 上。进而,显示控制部 7 根据各心时相的内膜标记的坐标信息确定断层图像上的内膜标记的显示位置,将各心时相的内膜标记与各心时相的断层图像重叠,依次显示在显示部 81 上。同样,显示控制部 7 根据各心时相的外膜标记的坐标信息确定断层图像上的外膜标记的显示位置,将各心时相的外膜标记与各心时相的断层图像重叠,依次显示在显示部 81 上。并且,显示控制部 7 依次更新断层图像与标记,显示在显示部 81 上。

[0104] (颜色分配部 72)

[0105] 颜色分配部 72 决定与由运动信息计算部 20 求出的各部位的壁运动信息的大小对应的颜色,根据其大小在各部位上分配不同的颜色。例如,对壁厚变化率的大小预先决定分配的颜色。然后,预先作成壁厚变化率的大小与颜色对应起来的表格 (table),并存储到未图示的存储部中。在该表格中,根据壁厚变化率的大小而对应起来不同的颜色。颜色分配部 72 通过参照该表格决定与各心时相的各个部位的壁厚变化率的大小对应的颜色,对各个部位分配颜色。

[0106] 显示控制部 7 对各心时相的断层图像所示的心肌的各个部位分配由颜色分配部 72 决定的颜色,并在显示部 81 上予以显示。例如,显示控制部 7 对内膜标记与外膜标记之间的区域的各个部位分配由颜色分配部 72 决定的颜色,并在显示部 81 上予以显示。显示控制部 7 在以各个部位为中心具有规定宽度的范围内,对各个部位分配决定了的颜色并在显示部 81 上予以显示。并且,显示控制部 7 在每个心时相依次更新在各心时相取得的断层图像、表示内膜轮廓的内膜标记、表示外膜轮廓的外膜标记以及壁运动信息,并在显示部 81 上予以显示。另外,显示控制部 7 相当于本发明的“显示控制部”的 1 个例子。

[0107] (第 3 追踪部 13)

[0108] 另外,在上述步骤 S04 中,需要修正舒张期的追踪结果时,也可以执行日本特愿 2008-114854 号中记载的再追踪处理 (ReTrack2 功能)。该再追踪由第 3 追踪部 13 执行。第 3 追踪部 13 接受表示在任意心时相被修正的轮廓的位置的坐标信息。并且,第 3 追踪部 13 通过将修正的轮廓作为初始轮廓,将其任意心时相以后的断层图像作为对象,通过进行使用了散斑图的模式匹配 (ST 处理),求出其任意心时相以后的各心时相的轮廓位置。

[0109] 首先,当操作者使用操作部 82 给予修正指示时,其指示被输出到控制部 9 中。控制部 9 将修正指示给予图像处理部 10。并且,操作者使用操作部 82 指定修正内膜的轮廓位置或外膜的轮廓位置的任意心时相。显示控制部 7 将基于在指定的心时相所取得的断层图像数据的断层图像显示在显示部 81 上。

[0110] 例如,在修正内膜的轮廓位置时,操作者使用操作部 82 参照断层图像所示的内膜,指定新的内膜的二维轮廓。作为 1 个例子,操作者比较断层图像所示的内膜的轮廓位置与第 1 追踪部 11 进行 ST 处理所求出的轮廓位置,判断追踪位置是偏离还是相一致。第 1 追踪部 11 进行 ST 处理所求出的内膜的轮廓位置通过内膜标记表现在断层图像上。因此,

操作者也可以通过比较内膜标记的位置与在断层图像上所示的内膜的轮廓位置,判断有无修正。对于外膜,操作者也是通过比较外膜标记的位置与在断层图像上所示的外膜的轮廓位置,判断有无修正。

[0111] 然后,操作者使用操作部 82 参照在断层图像上所示的内膜的轮廓,将第 1 追踪部 11 进行 ST 处理所求出的内膜的轮廓位置修正为所期待的位置。

[0112] 例如,操作者使用操作部 82 指定内膜的新的轮廓位置。这样,如果指定内膜的新的轮廓位置,则表示新的轮廓位置的坐标信息将从用户界面 (UI)8 经由控制部 9 被输出到图像处理部 10 中。第 3 追踪部 13 将内膜的新的轮廓作为追踪对象的初始轮廓。并且,第 3 追踪部 13 通过将操作者指定的心时相以后的断层图像作为对象进行 ST 处理,求出其心时相以后的内膜的轮廓位置。

[0113] 在修正外膜的轮廓位置时,操作者也是使用操作部 82 指定外膜的新的轮廓位置。第 3 追踪部 13 将外膜的新的轮廓作为追踪对象的初始轮廓。并且,第 3 追踪部 13 求出操作者指定的心时相以后的外膜的轮廓位置。第 3 追踪部 13 将操作者指定的心时相以后的各心时相的轮廓的坐标信息输出到位置修正部 14。

[0114] 一方面,如果操作者给出再追踪的指示,则由操作者指定的心时相以前的各心时相的轮廓的坐标信息将从第 1 追踪部 11 被输出到位置修正部 14,并用位置修正部 14 保持该坐标位置。具体来说,第 1 追踪部 11 将表示由操作者指定的心时相以前的各心时相的内膜的轮廓位置的坐标信息与表示外膜的轮廓位置的坐标信息输出到位置修正部 14。位置修正部 14 保持各心时相的内膜的轮廓位置与各心时相的外膜的轮廓位置。

[0115] 位置修正部 14 保持由操作者指定的心时相以前的各心时相的轮廓的坐标信息。进而,位置修正部 14 从第 3 追踪部 13 中接受由第 3 追踪部 13 进行再追踪的轮廓的坐标信息。然后,位置修正部 14 根据由操作者指定修正的心时相以前的轮廓的坐标信息与进行了再追踪的轮廓的坐标信息,求出全部时相下的轮廓的位置。优选是位置修正部 14 通过在指定修正的心时相中在时间方向上对轮廓位置进行平滑化,在指定的心时相附近平滑地连结轮廓。

[0116] 并且,显示控制部 7 在各心时相的断层图像上将内膜标记与外膜标记重叠,并按照心时相的顺序在显示部 81 上予以显示。

[0117] 例如,在舒张期的心时相 E', 使用 ST 处理的内膜的轮廓位置偏离了追踪时,在舒张期修正基于 ST 处理的内膜的轮廓位置。当操作者使用操作部 82 指定心时相 E' 时,显示控制部 7 将心时相 E' 的断层图像显示在显示部 81 上。操作者比较心时相 E' 的断层图像所示的内膜与基于 ST 处理的内膜的轮廓(内膜标记),修正基于 ST 处理的内膜的轮廓位置。即,操作者使用操作部 82 指定内膜的新的轮廓位置。这样操作者指定内膜的新的轮廓位置时,表示其新的轮廓位置的坐标信息将从用户界面 (UI)8 经由控制部 9 被输出到第 3 追踪部 13 中。并且,新的轮廓位置作为内膜的初始轮廓被设定在第 3 追踪部 13。

[0118] 第 3 追踪部 13 通过将新指定的内膜轮廓作为初始轮廓,将在心时相 E' 以后取得的各断层图像数据作为对象进行 ST 处理,从而求出心时相 E' 以后的各心时相的内膜的轮廓位置。由此,更新内膜的轮廓位置。然后,第 3 追踪部 13 将心时相 E' 以后的各心时相的内膜的轮廓位置的坐标信息输出到位置修正部 14 中。

[0119] 另一方面,如果由操作者给出再追踪的指示,则由操作者指定的心时相以前的各

心时相的轮廓的坐标信息将从第 1 追踪部 11 被输出到位置修正部 14, 并将其坐标信息保持在位置修正部 14。作为 1 个例子, 表示心时相 E' 以前的各心时相的内膜的轮廓位置的坐标信息将在位置修正部 14 被保持。

[0120] 然后, 位置修正部 14 通过在心时相 E' 连接心时相 E' 以前的各心时相的内膜的轮廓位置与心时相 E' 以后的各心时相的内膜的轮廓位置, 求出 1 个心跳量的内膜的轮廓位置。进一步, 位置修正部 14 通过在心时相 E' 在时间方向上进行平滑化轮廓位置, 从而平滑地连结轮廓位置。

[0121] 并且, 图像处理部 10 将轮廓的坐标信息输出到显示控制部 7 与运动信息计算部 20。如上所述, 标记生成部 71 根据各心时相的轮廓的坐标信息, 生成各心时相的轮廓的标记。另外, 运动信息计算部 20 根据各心时相的轮廓的坐标信息, 求出各心时相的壁运动信息。并且, 显示控制部 7 依次更新断层图像、标记以及壁运动信息并在显示部 81 上予以显示。

[0122] 通过以上处理, 操作者只需指定第 1 初始轮廓位置 IC1 与第 2 初始轮廓位置 IC2, 通过追踪处理, 在作为对象的心跳期间的收缩期就能够自动且简便地取得更正确的追踪位置。由此, 通过简便的操作, 能够取得更正确的壁运动信息。

[0123] 另外, 在上述例子中, 通过在步骤 S02 中自动显示舒张末期 ED₀ 的超声波图像, 另外在步骤 S03 中自动显示收缩末期 ES 的超声波图像, 能够极力减轻操作者的操作程序。即, 由于不需要选择必要的心时相, 因此能够减轻操作者的操作步骤。

[0124] 在本实施方式中, 其特征在于上述步骤 S04 的处理。即, 与本实施方式相关的超声波图像取得装置 1 的特征是以极力通过操作者设定的多个初始轮廓的位置的方式来控制追踪结果。通过由步骤 S02、S03 在舒张末期与收缩末期的 2 个时相设定初始轮廓的位置, 从而减轻收缩期的追踪误差, 通过与只在 1 个时相设定初始轮廓的以往技术相关的 ST 处理相比, 也能够提供更正确的追踪结果。

[0125] 并且, 在舒张期的追踪结果中发现追误差 (miss) 时, 通过执行第 3 追踪部 1-3 进行的再追踪处理 (ReTrack2 功能), 在舒张期以后的心时相也能够取得更正确的追踪结果。

[0126] (变形例子 1)

[0127] 在上述第 1 实施方式中, 操作者两次指定初始轮廓。因此, 与以往技术相比, 操作步骤增加了 1 个步骤, 因此操作有可能变得繁杂。因此, 也可以通过自动检测出初始轮廓的位置来进行设定, 以谋求减少操作者的操作步骤。

[0128] (步骤 S10)

[0129] 首先, 操作者使用操作部 82 指定所希望的 1 个心跳 (心时相 t = 舒张末期 ED₀ 至下一个舒张末期 ED₁)。当指定了所希望的 1 个心跳时, 则表示被指定的心时相 (舒张末期 ED₀ 至下一个舒张末期 ED₁) 的信息将从用户界面 (UI) 8 被输出到图像处理部 10 与显示控制部 7 中。

[0130] (步骤 S11)

[0131] 图像处理部 10 从存储部 6 中取得第 1 初始时相 T₁ (舒张末期 ED₀) 的断层图像数据, 检测出内膜的第 1 初始轮廓位置 IC1。

[0132] (步骤 S12)

[0133] 另外, 图像处理部 10 从存储部 6 中取得第 2 初始时相 T₂ (收缩末期 ES) 的断层图

像数据,检测出内膜的第 2 初始轮廓位置 IC2。

[0134] 另外,作为自动检测出第 1 初始轮廓位置 IC1 与第 2 初始轮廓位置 IC2 的方法,优先使用众所周知的技术的 AQ 法(声学定量(Acoustic Quantification))、或者 ASM 法(主动形状模型(ASM:Active Shape Model))。作为 AQ 法,可以使用例如“超声波成像 5,300-307(1983)”(Ultrasonic Imaging 5,300-307(1983))中记载的方法。另外,关于使用 ASM 法的轮廓检测方法,例如被记载在“Cooles et al, " Active shape models Their training and application " Comput.Vis. ImageUndestand., vol. 61, no. 1, pp. 38-59, Jan. 1995”中。在 ASM 法中,将所希望的组织的一般形状预先登记在形状字典中。图像处理部 10,根据断层图像数据的亮度信息与登记在其形状字典中的形状,检测出所希望的组织轮廓。例如,将心脏的内膜或外膜的一般形状预先登记在形状字典中。图像处理部 10 根据断层图像数据的亮度信息与内膜或外膜的一般形状,检测出内膜或外膜的轮廓。

[0135] (步骤 S13)

[0136] 图像处理部 10 将第 1 初始轮廓位置 IC1 的坐标信息与第 2 初始轮廓位置 IC2 的坐标信息输出到显示控制部 7 中。显示控制部 7 将第 1 初始时相 T_1 的断层图像显示在显示部 81 上,将表示第 1 初始轮廓位置 IC1 的标记重叠在该断层图像上,并在显示部 81 上予以显示。

[0137] 另外,显示控制部 7 将第 2 初始时相 T_2 的断层图像显示在显示部 81 上,将表示第 2 初始轮廓位置 IC2 的标记重叠在该断层图像上,并在显示部 81 上予以显示。操作者也可以参照显示部 81 上所显示的第 1 初始轮廓位置 IC1 与第 2 初始轮廓位置 IC2,修正第 1 初始轮廓位置 IC1 与第 2 初始轮廓位置 IC2。

[0138] (步骤 S14)

[0139] 第 1 追踪部 11 通过将自动检测出的第 1 初始轮廓位置 IC1 作为追踪对象进行 ST 处理,从而求出各心时相的内膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 。另外,第 1 追踪部 11 通过将自动检测出的第 2 初始轮廓位置 IC2 作为追踪对象进行 ST 处理,从而求出各心时相的内膜的轮廓位置 $P_1(t)$ 。

[0140] 位置修正部 14 根据各心时相的内膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 与各心时相的内膜的轮廓位置 $P_1(t)$,通过在舒张末期 ED_0 通过第 1 初始轮廓位置 IC1,在收缩末期 ES 通过第 2 初始轮廓位置 IC2 的方式修正轮廓位置,从而求出各心时相的内膜的轮廓位置 $P(t)$ 。

[0141] (步骤 S15)

[0142] 另外,在需要修正舒张期的追踪结果时,可以执行第 3 追踪部 13 进行的再追踪处理(ReTrack2 功能)。此时,通过操作者使用操作部 82 给出再追踪处理的指示,第 3 追踪部 13 执行再追踪处理。

[0143] 通过以上处理,基本上操作者只需指定成为对象的心跳期间,通过追踪处理,在成为对象的心跳期间的收缩期,就能够自动且简便地取得更正确的追踪位置。

[0144] 另外,追踪结果的精度提高了哪种程度大多数取决于第 1 初始轮廓位置 IC1 以及第 2 初始轮廓位置 IC2 的自动检测精度。因此,在该变形例子 1 中,如步骤 S13 那样,对于第 1 初始轮廓位置 IC1 以及第 2 初始轮廓位置 IC2 的检测结果,最好在取得由操作者确认位置并根据需要通过修正功能被认为正确的轮廓位置后,执行 ST 处理。由此,维持与上述第 1 实施方式相关的特征。

[0145] 并且,如步骤 S15 那样,在舒张期的追踪结果中发现追踪误差时,通过执行再追踪处理 (ReTrack2 功能),在舒张期的心时相也能够取得更正确的追踪结果。

[0146] (变形例子 2)

[0147] 在上述第 1 实施方式以及变形例子 1 中,针对在舒张末期 ED 与收缩末期 ES 的 2 个时相设定初始轮廓的情况进行了说明。在变形例子 2 中,象以往技术那样,考虑到在扩张期(特别是心时相 E' 后)容易发生追踪误差,因此在心时相 E' 后的第 3 心时相也预先设定初始轮廓,然后执行 ST 处理。由此,不仅在收缩期在舒张期也预先约束追踪结果,因此更加提高最初的 ST 处理的追踪精度。另外,在变形例子 2 中,由于需要设定 3 个初始轮廓,因此增加 1 个用于设定初始轮廓的步骤。但是,由于需要进行再追踪处理 (ReTrack2 功能)的扩张期的修正步骤的情况减少,因此整体的操作程序不会大幅度增加。另外,变形例子 2 既可以应用于上述第 1 实施方式,也可以应用于变形例子 1。

[0148] [第 2 实施方式]

[0149] 以下,针对与本发明第 2 实施方式相关的超声波图像取得装置进行说明。在第 2 实施方式中,通过来自收缩期包含的 2 个心时相的夹在其中的再追踪修正收缩期的轮廓的追踪误差。在第 2 实施方式中,作为 1 个例子,针对在舒张末期 ED 设定内膜的初始轮廓与外膜的初始轮廓的情况进行说明。

[0150] 在第 2 实施方式中,在舒张末期 ED 设定内膜的初始轮廓与外膜的初始轮廓,在追踪对象的期间暂且实施 ST 处理。在收缩期的某处发生了正向的追踪误差时,在收缩期蓄积追踪误差而变得最大的心时相为收缩末期 ES 的心时相。因此,操作者将在收缩末期 ES 追踪发生了偏离的部位修正为妥当的位置。

[0151] 关于内膜的追踪位置是偏离还是一致的判断是通过操作者比较断层图像所示的内膜的轮廓位置与通过 ST 处理取得的表示轮廓的形状的内膜标记进行的。

[0152] 另外,关于外膜的追踪位置是偏离还是一致的判断是通过操作者比较断层图像所示的外膜的轮廓位置与通过 ST 处理取得的表示轮廓的形状的外膜的标记进行的。

[0153] 并且,以操作者修正后的轮廓位置为起点,反向追踪收缩期的轮廓。具体来说,以通过舒张末期 ED 的初始轮廓的位置与收缩末期 ES 的修正后的轮廓位置的方式来修正轮廓位置,从而求出各心时相的轮廓位置。由此,期待在收缩期取得更正确的追踪结果。

[0154] 一方面,在舒张期,存在由于最初的追踪处理造成收缩末期 ES 的追踪偏离的部位时,舒张期的其部位的轮廓的追踪全部发生偏离。因此,以修正后的轮廓位置为起点,如果向正向重新追踪舒张期的轮廓,舒张期的轮廓的追踪精度要比最初的追踪结果提高。有时将与该第 2 实施方式相关的再追踪处理称为“ReTrack1 功能”。

[0155] 并且,在舒张期的追踪结果中发现了追踪误差时,通过执行使用 ReTrack 2 功能的再追踪处理,在舒张期的心时相也能够简便地取得更正确的追踪结果。

[0156] 针对与该第 2 实施方式相关处理的流程进行说明。

[0157] (步骤 S20)

[0158] 首先,操作者使用操作部 82 指定所希望的 1 个心跳(心时相 $t =$ 舒张末期 ED₀ 至下一个舒张末期 ED₁)。如果指定所希望的 1 个心跳,则表示被指定的心时相(舒张末期 ED₀ 至下一个舒张末期 ED₁)的信息将从用户界面 (UI)8 被输出到图像处理部 10 与显示控制部 7。

[0159] (步骤 S21)

[0160] 其次,操作者使用操作部 82 在初始时相(相当于第 1 时相)指定第 1 初始轮廓(相当于第 1 关心区域)的位置。例如,在操作者使用操作部 82 指定舒张末期 ED_0 作为初始时相时,显示控制部 7 将舒张末期 ED_0 的断层图像显示在显示部 81 上。并且,操作者使用操作部 82 在舒张末期 ED_0 的断层图像上指定对于内膜的第 1 初始轮廓位置 $IC1$ 与对于外膜的第 1 初始轮廓位置 $IC1$ 。

[0161] (步骤 S22)

[0162] 第 1 追踪部 11 将操作者指定的第 1 初始轮廓位置 $IC1$ 作为追踪对象。并且,第 1 追踪部 11 将在 1 个心跳内(舒张末期 ED_0 至下一个舒张末期 ED_1)取得的各心时相的断层图像数据作为对象进行 ST 处理。由此,第 1 追踪部 11 求出包含剩余心时相的 1 个心跳内的各时相的内膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 与外膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 。并且,第 1 追踪部 11 将内膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 与外膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 输出到位置修正部 14。另外,图像处理部 10 将内膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 与外膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 输出到运动信息计算部 20 与显示控制部 7。

[0163] (步骤 S23)

[0164] 运动信息计算部 20 根据第 1 追踪部 11 求出的内膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 与外膜的轮廓位置 $P_0(t)$,计算各心时相的壁运动信息并输出到显示控制部 7。显示控制部 7 根据内膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 生成各心时相的内膜标记。另外,显示控制部 7 根据外膜的轮廓位置 $P_0(t)$ 生成各心时相的外膜标记。并且,显示控制部 7 在每个心时相依次更新各心时相的断层图像、内膜标记、外膜标记以及壁运动信息并在显示部 81 上予以显示。

[0165] (步骤 S24)

[0166] 操作者参照显示部 81 上所显示的断层图像、运动信息以及标记,使用操作部 82 修正追踪处理发生偏离的部位的基于 ST 处理的轮廓位置。作为 1 个例子,操作者比较断层图像所示的内膜的轮廓位置以及外膜的轮廓位置、与第 1 追踪部 11 进行 ST 处理求出的内膜的轮廓位置以及外膜的轮廓位置,判断追踪位置是偏离还是一致。然后,操作者通过使用操作部 82 修正内膜的轮廓位置或外膜的轮廓位置,指定新的轮廓位置。当这样指定内膜的新的轮廓位置或外膜的新的轮廓位置,则表示新的轮廓位置的坐标信息将从用户界面 (UI)8 经由控制部 9 被输出到图像处理部 10,并设定在第 2 追踪部 12 中。

[0167] 在第 2 实施方式中,操作者判断出在心时相 T_1 (收缩末期 ES)(相当于第 2 时相)轮廓位置的追踪发生了偏离,在心时相 T_1 (收缩末期 ES)修正轮廓位置。由此,在心时相 T_1 (收缩末期 ES)被修正后的新的轮廓位置被设定在第 2 追踪部 12。第 2 追踪部 12 设定在心时相 T_1 (收缩末期 ES)修正的新的轮廓位置作为第 2 初始轮廓位置 $IC2$ (相当于第 2 关心区域)。

[0168] (步骤 S25)

[0169] 第 2 追踪部 12 将在心时相 T_1 (收缩末期 ES)设定的第 2 初始轮廓位置 $IC2$ 作为追踪对象。然后,第 2 追踪部 12 将从心时相 T_1 (收缩末期 ES)到舒张末期 ED_0 取得的各心时相的断层图像数据作为对象进行 ST 处理。由此,第 2 追踪部 12 求出从心时相 T_1 (收缩末期 ES)到舒张末期 ED_0 期间的各心时相的内膜的轮廓位置 $P_1(t)$ 与外膜的轮廓位置 $P_1(t)$ 。即,第 2 追踪部 12 通过从心时相 T_1 (收缩末期 ES)向初始时相的舒张末期 ED_0 反向进行追踪处理,求出轮廓位置 $P_1(t)$ 。

[0170] 另外,第2追踪部12将在心时相 T_1 (收缩末期ES)设定的第2初始轮廓位置IC2作为追踪对象。然后,第2追踪部12将从心时相 T_1 (收缩末期ES)到下一个舒张末期 ED_1 取得的各心时相的断层图像数据作为对象进行ST处理。由此,第2追踪部12求出从心时相 T_1 (收缩末期ES)到舒张末期 ED_1 期间的各心时相的内膜的轮廓位置 $P_2(t)$ 与外膜的轮廓位置 $P_2(t)$ 。即,第2追踪部12从心时相 T_1 (收缩末期ES)向下一个舒张末期 ED_1 正向进行追踪处理。这样,第2追踪部12求出1个心跳内的各心时相的内膜以及外膜的轮廓位置(轮廓位置 $P_1(t)$ 与轮廓位置 $P_2(t)$)。然后,第2追踪部12将轮廓位置 $P_1(t)$ 与轮廓位置 $P_2(t)$ 输出到位置修正部14。另外,第2追踪部12相当于本发明的“第2追踪部”的一个例子。

[0171] (步骤S26)

[0172] 位置修正部14根据轮廓位置 $P_0(t)$ 与轮廓位置 $P_1(t)$,以在舒张末期 ED_0 通过第1初始轮廓位置IC1,在心时相 T_1 (收缩末期ES)通过第2初始轮廓位置IC2的方式求出从初始时相(舒张末期ED)到心时相 T_1 (收缩末期ES)的期间(收缩期)包含的各心时相的内膜的轮廓位置 $P(t)$ 与外膜的轮廓位置 $P(t)$ 。

[0173] 轮廓位置 $P_0(t)$ 是将第1初始轮廓位置IC1作为追踪对象,由第1追踪部11取得的轮廓位置。轮廓位置 $P_0(t)$ 表示从初始时相(舒张末期 ED_0)到心时相 T_1 (收缩末期ES)的期间的轮廓位置。

[0174] 轮廓位置 $P_1(t)$ 是将第2初始轮廓位置IC2作为追踪的对象,由第2追踪部12取得的轮廓位置。轮廓位置 $P_1(t)$ 表示从心时相 T_1 (收缩末期ES)到初始时相(舒张末期 ED_0)的期间的轮廓位置。

[0175] (步骤S27)

[0176] 并且,位置修正部14使用第2追踪部12求出的轮廓位置 $P_2(t)$,更新从心时相 T_1 (收缩末期ES)到舒张末期 ED_1 的舒张期的轮廓位置。

[0177] (步骤S28)

[0178] 另外,需要修正舒张期的追踪结果即轮廓位置 $P_2(t)$ 时,也可以执行第3追踪部13进行的再追踪处理(ReTrack2功能)。

[0179] 在上述步骤S26中,位置修正部14按照上述第1方法或第2方法求出从舒张末期 ED_0 到收缩末期ES的期间(收缩期)包含的各心时相的轮廓位置 $P(t)$ 。

[0180] 即,根据第1方法,位置修正部14在舒张末期 ED_0 与收缩末期ES之间的心时相 t_m ,连接轮廓位置 $P_0(t)$ 与轮廓位置 $P_1(t)$ 。由此,位置修正部14求出从舒张末期 ED_0 到收缩末期ES的期间包含的各心时相的轮廓位置 $P(t)$ 。如上所述,位置修正部14最好在心时相 t_m 的附近在时间方向上实施轮廓位置平滑处理或轮廓位置的拟合处理。

[0181] 另外,根据第2方法,位置修正部14进行与时间对应的加权来相加轮廓位置 $P_0(t)$ 与轮廓位置 $P_1(t)$ 。由此,位置修正部14求出从舒张末期 ED_0 到收缩末期ES的期间包含的各心时相的轮廓位置 $P(t)$ 。

[0182] 在此,针对第2方法的具体例子参照图2进行说明。

[0183] 例如,对于轮廓位置 $P_0(t)$ 应用第1权重函数 $W_0(t)$ 。第1权重函数 $W_0(t)$ 为在舒张末期 ED_0 权重为“1”,随着由舒张末期 ED_0 变为收缩末期ES权重逐渐变小,在收缩末期ES权重为“0”的权重函数。

[0184] 另外,对于轮廓位置 $P_1(t)$ 应用第 2 权重函数 $W_1(t)$ 。第 2 权重函数 $W_1(t)$ 为在舒张末期 ED_0 权重为“0”,随着由舒张末期 ED_0 变为收缩末期 ES 权重逐渐变大,在收缩末期 ES 权重为“1”的权重函数。

[0185] 位置修正部 14 将第 1 权重函数 $W_0(t)$ 应用于轮廓位置 $P_0(t)$,将第 2 权重函数 $W_1(t)$ 应用于轮廓位置 $P_1(t)$ 。并且,位置修正部 14 通过将利用第 1 权重函数 $W_0(t)$ 加权后的轮廓位置 $P_0(t)$ 与利用第 2 权重函数 $W_1(t)$ 加权后的轮廓位置 $P_1(t)$ 相加,求出 1 个心跳内的各心时相的轮廓位置 $P(t)$ 。

[0186] 即,位置修正部 14 根据以下的算式求出轮廓位置 $P(t)$ 。

[0187] 轮廓位置 $P(t) = P_0(t) \times W_0(t) + P_1(t) \times W_1(t)$

[0188] 在此, $W_0(t) + W_1(t) = 1.0$

[0189] 针对第 2 实施方式的具体例子参照 3 至图 6 进行说明。针对在第 2 实施方式中取得并表示长轴图像的情况进行说明。首先,实施从上述步骤 S20 到步骤 S22 的处理。图 3 表示到步骤 S22 为止的处理结果。

[0190] 作为 1 例,显示控制部 7 将长轴图像 100 显示在显示部 81 上。进而,显示控制部 7 将内膜标记 110 与外膜标记 120 与长轴图像 100 重叠并在显示部 81 上予以显示。

[0191] 图 3 所示的长轴图像 100 为在心时相 ES(收缩末期)取得的断层图像。另外,显示控制部 7 将运动信息计算部 20 求出的壁运动信息显示在显示部 81 上。

[0192] 作为 1 个例子,显示控制部 7 将图表 201 至 206 显示在显示部 81 上。

[0193] 图表 201 为表示心肌的区域 A 的壁厚变化率 (Transversal Strain[%]) 的时间变化的图表。

[0194] 图表 202 为表示区域 B 的壁厚变化率的图表。

[0195] 图表 203 为表示区域 C 的壁厚变化率的图表。

[0196] 图表 204 为表示区域 D 的壁厚变化率的图表。

[0197] 图表 205 为表示区域 E 的壁厚变化率的图表。

[0198] 图表 206 为表示区域 F 的壁厚变化率的图表。

[0199] 在图表 201 至 206 中,横轴表示心时相,纵轴表示长轴的壁厚变化率 [%]。

[0200] 在图 3 所示的例子中,在心时相 ES(收缩末期)前壁心尖部位(箭头 X 与箭头 203A 所示的部位)的内膜的追踪位置发生偏离,在该部位上 strain(变形)值被低估。另外,显示控制部 7 在长轴图像 100 所示的内膜与外膜之间的范围的各部位分配与壁运动信息对应的颜色并在显示部 81 上予以显示。例如,显示控制部 7 在内膜标记 110 与外膜标记 120 之间的各个部位分配与壁厚变化率大小对应的颜色,并与长轴图像 100 重叠显示在显示部 81 上。

[0201] 图 4 表示在步骤 S24 中前壁心尖部位的轮廓位置被修正的状态。图 4 表示修正后的内膜标记 110A。另外,随着该修正作业,图表 203 的值(箭头 213A 所示的部位)也被修正,作为图表 213 中被显示出来。

[0202] 并且,图 5 表示执行从步骤 S25 到步骤 S27 的处理后的状态。更新收缩期的前壁心尖部位的轮廓位置与舒张期的前壁心尖部位的轮廓位置,显示新的内膜标记 130 与外膜标记 140。进而,壁厚变化率的图表也被更新为图表 221 至 226 并予以显示。在包含心时相 ES(收缩末期)的期间,更正确地表示了壁厚变化率(箭头 223A 与箭头 223B 所示的部

位)。

[0203] 进而,在图 5 所示的例子中,在前壁瓣膜环部位的舒张期的追踪中,在心时相 E' 后发生追踪偏离。因此,执行了第 3 追踪部进行的再追踪处理 (ReTrack2 功能)。图 6 表示执行 ReTrack2 功能后的状态。图 6 表示第 3 追踪部 13 进行的再追踪处理后的图表 231 ~ 236。通过该再追踪处理,消除追踪偏离,更正确地评价壁厚变化率。例如,如图表 231 的箭头 231A 所示的部位那样正确地评价了壁厚变化率。

[0204] [第 3 实施方式]

[0205] 以下针对与本发明的第 3 实施方式相关的超声波图像取得装置进行说明。在第 3 实施方式中,与第 2 实施方式同样,通过来自收缩期中包含的 2 个心时相的夹在其中的再追踪修正收缩期的轮廓的追踪误差。在第 3 实施方式中,作为 1 个例子,针对在收缩末期 ES 设定内膜的初始轮廓与外膜的初始轮廓的情况进行说明。

[0206] 在第 3 实施方式中,在收缩末期 ES 设定内膜的初始轮廓与外膜的初始轮廓,在追踪对象期间暂且实施 ST 处理。在收缩期的某处发生了反向的追踪误差时,在收缩期蓄积追踪误差而变得最大的心时相为舒张末期 ED 的时相。因此,操作者将在舒张末期追踪发生了偏离的部位修正为妥当位置。

[0207] 在此,关于内膜的追踪位置是偏离还是一致的判断是通过操作者比较断层图像所示的内膜的轮廓位置与通过 ST 处理取得的表示轮廓形状的内膜标记进行的。

[0208] 另外,关于外膜的追踪位置是偏离还是一致的判断是通过操作者比较断层图像所示的外膜的轮廓位置与通过 ST 处理取得的表示轮廓的形状的外膜标记进行的。

[0209] 并且,以操作者修正后的轮廓位置为起点,正向追踪收缩期的轮廓。具体来说,以通过收缩末期 ES 的初始轮廓位置与舒张末期 ED 的修正后的轮廓位置的方式来修正轮廓位置,从而求出各心时相的轮廓位置。由此,在收缩期取得更正确的追踪结果。另一方面,在舒张期,与第 2 实施方式不同,以在收缩末期 ES 设定的初始轮廓为起点进行追踪,因此不需要更新追踪结果而维持最初的追踪结果。有时与该第 3 实施方式相关的再追踪处理也与第 2 实施方式相关的再追踪处理同样称为“ReTrack1 功能”。

[0210] 进而,在舒张期的最初的追踪结果中发现追踪误差时,通过使用 ReTrack2 功能执行再追踪处理,从而在舒张期的心时相也能够简便地取得更正确的追踪结果。

[0211] 针对与该第 3 实施方式相关的处理的流程进行说明。

[0212] (步骤 S30)

[0213] 首先,操作者使用操作部 82 指定所希望的 1 个心跳(心时相 $t =$ 舒张末期 ED_0 至下一个舒张末期 ED_1)。如果指定所希望的 1 个心跳,则表示被指定的心时相(舒张末期 ED_0 至下一个舒张末期 ED_1)的信息将从用户界面 (UI)8 被输出到图像处理部 10 以及显示控制部 7。

[0214] (步骤 S31)

[0215] 其次,操作者使用操作部 82 在初始时相(相当于第 1 时相)指定第 1 初始轮廓(相当于第 1 关心区域)的位置。例如,操作者使用操作部 82,指定收缩末期 ES 作为初始时相时,显示控制部 7 将收缩末期 ES 的断层图像显示在显示部 81 上。然后,操作者使用操作部 82,在收缩末期 ES 的断层图像上指定内膜的第 1 初始轮廓位置 IC1 与外膜的第 1 初始轮廓位置 IC1。

[0216] (步骤 S32)

[0217] 第 1 追踪部 11 将由操作者指定的第 1 初始轮廓位置 IC1 作为追踪对象。然后,第 1 追踪部 11 将在 1 个心跳内(舒张末期 ED₀ 至下一个舒张末期 ED₁) 取得的各心时相的断层图像数据作为对象进行 ST 处理。由此,第 1 追踪部 11 求出包含剩余的心时相的 1 个心跳内的各心时相的内膜的轮廓位置 P₀(t) 与外膜的轮廓位置 P₀(t)。然后,第 1 追踪部 11 将内膜的轮廓位置 P₀(t) 与外膜的轮廓位置 P₀(t) 输出到位置修正部 14。另外,图像处理部 10 将内膜的轮廓位置 P₀(t) 与外膜的轮廓位置 P₀(t) 输出到运动信息计算部 20 与显示控制部 7。

[0218] (步骤 S33)

[0219] 运动信息计算部 20 根据第 1 追踪部 11 求出的内膜的轮廓位置 P₀(t) 与外膜的轮廓位置 P₀(t) 计算各心时相的壁运动信息并输出到显示控制部 7。显示控制部 7 根据内膜的轮廓位置 P₀(t) 与外膜的轮廓位置 P₀(t) 生成各心时相的内膜标记与外膜标记。并且,显示控制部 7 在每个心时相依次更新各心时相的断层图像、内膜标记、外膜标记以及壁运动信息并在显示部 81 上予以显示。

[0220] (步骤 S34)

[0221] 操作者参照显示部 81 上所显示的断层图像、运动信息以及标记,使用操作部 82 修正追踪处理发生偏离的部位的基于 ST 处理的轮廓位置。作为 1 个例子,操作者比较断层图像所示的内膜的轮廓位置以及外膜的轮廓位置、与通过第 1 追踪部 11 的 ST 处理求出的内膜的轮廓位置以及外膜的轮廓位置,判断追踪位置是偏离还是一致。并且,操作者通过使用操作部 82 修正内膜的轮廓位置或外膜的轮廓位置,指定新的轮廓位置。如果这样指定内膜或外膜的新的轮廓位置,则表示新的轮廓位置的坐标信息将从用户界面 (UI)8 经由控制部 9 被输出到图像处理部 10 并设定在第 2 追踪部 12 中。

[0222] 在第 3 实施方式中,操作者判断为在心时相 T₁(舒张末期 ED₀) (相当于第 2 时相) 轮廓位置的追踪发生了偏离,在心时相 T₁(舒张末期 ED₀) 修正轮廓位置。由此,在心时相 T₁(舒张末期 ED₀) 修正的新的轮廓位置被设定在第 2 追踪部 12。第 2 追踪部 12 设定在心时相 T₁(舒张末期 ED₀) 修正的新的轮廓位置作为第 2 初始轮廓位置 IC2 (相当于第 2 关心区域)。

[0223] (步骤 S35)

[0224] 第 2 追踪部 12 将在心时相 T₁(舒张末期 ED₀) 设定的第 2 初始轮廓位置 IC2 作为追踪对象。然后,第 2 追踪部 12 通过将心时相 T₁(舒张末期 ED₀) 到收缩末期 ES 取得的各心时相的断层图像数据作为对象进行 ST 处理,求出从心时相 T₁(舒张末期 ED₀) 到收缩末期 ES 的期间的各心时相的内膜的轮廓位置 P₁(t) 与外膜的轮廓位置 P₁(t)。即,第 2 追踪部 12 通过从心时相 T₁(舒张末期 ED₀) 向初始时相的收缩末期 ES 正向进行追踪处理,求出轮廓位置 P₁(t)。然后,第 2 追踪部 12 将轮廓位置 P₁(t) 输出到位置修正部 14。

[0225] (步骤 S36)

[0226] 位置修正部 14 根据轮廓位置 P₀(t) 与轮廓位置 P₁(t),以在心时相 T₁(舒张末期 ED₀) 通过第 2 初始轮廓位置 IC2,在收缩末期 ES 通过第 1 初始轮廓位置 IC1 的方式求出从心时相 T₁(舒张末期 ED₀) 到初始时相(收缩末期 ES) 的期间(收缩期) 包含的各心时相的内膜的轮廓位置 P(t) 与外膜的轮廓位置 P(t)。

[0227] 另外,轮廓位置 $P_0(t)$ 为通过将第 1 初始轮廓位置 IC1 设定为追踪对象,从而由第 1 追踪部 11 取得的轮廓位置。另外,轮廓位置 $P_0(t)$ 表示从初始时相(收缩末期 ES)到心时相 T_1 (舒张末期 ED₀)的期间的轮廓位置。

[0228] 轮廓位置 $P_1(t)$ 为通过将第 2 初始轮廓位置 IC2 设定为追踪对象,从而由第 2 追踪部 12 取得的轮廓位置。另外,轮廓位置 $P_1(t)$ 表示从心时相 T_1 (舒张末期 ED₀)到初始时相(收缩末期 ES)的期间的轮廓位置。

[0229] (步骤 S37)

[0230] 进而,图像处理部 10 对于从初始时相(收缩末期 ES)到舒张末期 ED₁的舒张期,维持在步骤 S32 中由第 1 追踪部 11 求出的轮廓位置 $P_0(t)$ 。

[0231] (步骤 S38)

[0232] 另外,在需要修正舒张期的追踪结果即轮廓位置 $P_0(t)$ 时,也可以执行第 3 追踪部 13 进行的再追踪处理(ReTrack2 功能)。

[0233] 在上述步骤 S36 中,位置修正部 14 与第 2 实施方式同样,按照第 1 方法或第 2 方法求出从舒张末期 ED₀到收缩末期 ES 的期间(收缩期)包含的各心时相的轮廓位置 $P(t)$ 。

[0234] 在此,针对第 2 方法的具体例子参照图 7 进行说明。例如,对于轮廓位置 $P_0(t)$ 应用第 1 权重函数 $W_0(T)$ 。第 1 权重函数 $W_0(T)$ 为在舒张末期 ED₀ 权重为“0”,随着由舒张末期 ED₀ 变为收缩末期 ES 权重逐渐变大,在收缩末期 ES 权重为“1”的权重函数。

[0235] 另外,对于轮廓位置 $P_1(t)$ 应用第 2 权重函数 $W_1(t)$ 。第 2 权重函数 $W_2(t)$ 为在舒张末期 ED₀ 权重为“1”,随着由舒张末期 ED₀ 变为收缩末期 ES 权重逐渐变小,在收缩末期 ES 权重为“0”的权重函数。

[0236] 位置修正部 14 将第 1 权重函数 $W_0(t)$ 应用于轮廓位置 $P_0(t)$,将第 2 权重函数 $W_1(t)$ 应用于轮廓位置 $P_1(t)$ 。并且,位置修正部 14 通过将利用第 1 权重函数 $W_0(t)$ 加权后的轮廓位置 $P_0(t)$ 与利用第 2 权重函数 $W_1(t)$ 加权后的轮廓位置 $P_1(t)$ 相加,求出 1 个心跳内的各心时相的轮廓位置 $P(t)$ 。

[0237] 针对第 3 实施方式的具体例子参照图 8 至图 11 进行说明。在第 3 实施方式中,针对通过使用超声波探头 2 与发送接收部 3 扫描沿着心脏的短轴方向的剖面(以下,有时称为“短轴剖面”),取得短轴剖面的断层图像数据(以下,称为“短轴图像数据”)并加以显示的情况进行说明。首先,实施从上述的步骤 S30 到步骤 S33 的处理。图 8 表示到步骤 S33 为止的处理结果。作为 1 个例子,显示控制部 7 将短轴图像 300 显示在显示部 81 上,进而,将内膜标记 310 与外膜标记 320 与短轴图像 300 重叠并在显示部 81 上予以显示。图 8 所示的短轴图像 300 为在心时相 ED₀(舒张末期)取得的断层图像。

[0238] 另外,显示控制部 7 将运动信息计算部 20 求出的壁运动信息显示在显示部 81 上。

[0239] 作为 1 个例子,显示控制部 7 将图表 401 至 406 显示在显示部 81 上。

[0240] 图表 401 为表示心肌的区域 G 的壁厚变化率(Radial Strain[%])的时间变化的图表。

[0241] 图表 402 为表示区域 H 的壁厚变化率的图表。

[0242] 图表 403 为表示区域 I 的壁厚变化率的图表。

[0243] 图表 404 为表示区域 J 的壁厚变化率的图表。

[0244] 图表 405 为表示区域 K 的壁厚变化率的图表。

[0245] 图表 406 为表示区域 L 的壁厚变化率的图表。

[0246] 在图表 401 至 406 中,横轴表示心时相,纵轴表示短轴的壁厚变化率 [%]。

[0247] 在图 8 所示的例子中,在心时相 ED_0 (舒张末期) 在前壁部位 (使用箭头 Y 与箭头 404A 表示) 外膜的追踪位置发生偏离,在该部位 strain (变形) 值被高估。

[0248] 图 9 表示在步骤 S34 中修正前壁部位的轮廓位置的状态。图 9 表示修正后的外膜标记 320A。另外,伴随该修正作业,图表 404 的值 (箭头 414A 所示的部位) 也被修正,作为图表 414 被显示出来。

[0249] 并且,图 10 表示执行从步骤 S35 到步骤 S37 的处理后的状态。更新收缩期的前壁部位,显示新的内膜标记 330 与外膜标记 340。进而,壁厚变化率的图表也被更新为图表 421 至 426,能更正确地表示了壁厚变化率 (箭头 424A 所示的部位)。

[0250] 进而,在图 10 所示的例子中,在前壁部位的舒张期的追踪中,在心时相 E' 后发生追踪偏离。因此,执行了第 3 追踪部 13 进行的再追踪处理 (ReTrack2 功能)。图 11 表示执行 ReTrack2 功能后的状态。图 11 表示第 3 追踪部 13 进行的再追踪处理后的图表 431 ~ 436。通过该再追踪处理,消除追踪偏离,更正确地评价壁厚变化率。例如,如图表 434 的箭头 434A 所示的部位那样正确评价了壁厚变化率。

[0251] (第 2 实施方式以及第 3 实施方式的变形例子)

[0252] 以下,针对上述第 2 实施方式以及第 3 实施方式的变形例子进行说明。在上述第 2 实施方式中,只将收缩期作为对象执行了 ReTrack1 功能,但该功能也可以应用于舒张期。具体来说,假设心脏运动的周期性描绘出相同的轨道,则可以认为舒张末期 ED_0 的轮廓位置与舒张末期 ED_1 的轮廓位置相等。如果这样假设的话,在第 2 实施方式的情况下,通过在步骤 S27 的处理中应用步骤 S26 的处理,更新舒张期的轮廓位置 $P_2(t)$ 。即,位置修正部 14 以在收缩末期 ES 通过修正后的轮廓位置 (第 2 初始轮廓位置 IC2),在舒张末期 ED_1 通过与舒张末期 ED_0 相等的轮廓位置 (第 1 初始轮廓位置 IC1) 的方式求出从收缩末期 ES 到舒张末期 ED_1 的期间 (舒张期间) 包含的各心时相的轮廓位置 $P(t)$ 。即,在舒张期,使用收缩末期 ES 与舒张末期 ED_1 的轮廓设定或修正结果作为追踪的约束条件。

[0253] 另外,在上述第 3 实施方式中,在步骤 S34 中,也可以在第 2 追踪部 12 接受舒张末期 ED_0 的轮廓位置的修正阶段,假设舒张末期 ED_1 的轮廓位置与舒张末期 ED_0 的轮廓位置相等,使与舒张末期 ED_0 的轮廓位置的修正联动地,预先自动修正舒张末期 ED_1 附近的轮廓位置。另外,图 9 表示使与舒张末期 ED_0 的轮廓位置的修正联动地进行舒张末期 ED_1 附近的轮廓位置的更新的例子。

[0254] [第 4 实施方式]

[0255] 以下,针对与本发明的第 4 实施方式相关的超声波图像取得装置,参照图 12 进行说明。在上述实施方式中,将表示心脏的二维活动图像数据作为对象,但也可以将三维取得的体活动图像数据作为对象。即,与第 4 实施方式相关的超声波图像取得装置根据作为三维图像的体数据,追踪内膜的三维轮廓与外膜的三维轮廓,求出壁运动信息。在第 4 实施方式中,将对于表示心脏的体数据应用第 2 实施方式作为 1 个例子进行说明。

[0256] 与第 4 实施方式相关的处理基本上与第 2 实施方式中的步骤 S20 至步骤 S28 的处理相同。但是,由于三维活动图像数据为对象,因此在图像显示方法上需要技巧。以下,针对与第 4 实施方式相关的处理的具体例子进行说明。

[0257] 在第4实施方式中,通过使用超声波探头2与发送接收部3进行容积扫描,在每个心时相取得体数据。并且,图像生成部5通过对体数据实施MPR处理,生成任意剖面的MPR图像数据。例如,图像生成部5通过对体数据实施MPR处理,分别针对每个剖面生成多个不同剖面的MPR图像数据。并且,在MPR图像上进行轮廓位置的设定、追踪位置的追踪偏离的判断以及轮廓位置的修正。

[0258] 例如,如图12所示,图像生成部5生成沿着心脏的长轴方向的长轴剖面A的长轴图像500(心尖四腔图像(Apical 4 Chamber image))与正交于长轴剖面A的长轴剖面B的长轴图像510。

[0259] 并且,图像生成部5生成沿着正交于长轴方向的方向(短轴方向)的短轴剖面(C面)的MPR图像数据(短轴图像数据)。

[0260] 例如,如图12所示,图像生成部5生成长轴方向的规定深度的面C1(apical,顶部)的短轴图像520,生成规定深度的面C2(middle,中部)的短轴图像530,生成规定深度的面C3(basal,底部)的短轴图像540。

[0261] 由图像生成部5生成的MPR图像数据被存储到存储部6。另外,面C1、面C2以及面C3的位置信息既可以预先设定在图像生成部5中,也可以操作者使用操作部82指定面的位置。

[0262] 操作者在步骤S21中,参照显示部81上所显示的长轴图像500与长轴图像510,使用操作部82在长轴图像500与长轴图像510上指定内膜的初始轮廓与外膜的初始轮廓。如果这样由操作者指定初始轮廓位置的话,则长轴剖面A的内膜的初始轮廓的坐标信息与外膜的初始轮廓的坐标信息将从用户界面(UI)8被输出到图像处理部10。同样,长轴剖面B的内膜的初始轮廓的坐标信息与外膜的初始轮廓的坐标信息将从用户界面(UI)8被输出到图像处理部10。

[0263] 图像处理部10根据长轴剖面A的内膜的初始轮廓的坐标信息与长轴剖面B的内膜的初始轮廓的坐标信息,通过在圆周方向空间上内插内膜的轮廓,从而求出内膜的三维初始轮廓的位置。同样,图像处理部10根据长轴剖面A的外膜的初始轮廓的坐标信息与长轴剖面B的外膜的初始轮廓的坐标信息,通过在圆周方向空间上内插外膜的轮廓,求出外膜的三维初始轮廓的位置。

[0264] 然后,在步骤S22中,第1追踪部11将内膜的三维初始轮廓作为追踪的对象。第1追踪部11通过使用ST法对在各心时相取得的体数据模式匹配,求出各心时相的构成内膜的三维轮廓的各点的位置。

[0265] 同样,第1追踪部11将外膜的三维初始轮廓作为追踪对象。第1追踪部11使用ST法求出各心时相的构成外膜的三维轮廓的各点的位置。这样,第1追踪部11追踪内膜的三维轮廓与外膜的三维轮廓。图12表示步骤S22的处理后的追踪结果。

[0266] 另外,运动信息计算部20根据各心时相的内膜的三维轮廓位置与外膜的三维轮廓位置,求出长轴剖面A的壁运动信息、长轴剖面B的壁运动信息、面C1的壁运动信息、面C2的壁运动信息以及面C3的壁运动信息。另外,标记生成部71生成长轴剖面A、长轴剖面B、面C1、面C2以及面C3的各自的表示内膜的内膜标记与表示外膜的外膜标记。然后,显示控制部7将各心时相的MPR图像、内膜标记、外膜标记以及壁运动信息显示在显示部81上。

[0267] 例如,如图12所示,显示控制部7在每个时相将各心时相的长轴图像500、长轴图

像 510、短轴图像 520、短轴图像 530 以及短轴图像 540 显示在显示部 81 上。

[0268] 并且,显示控制部 7 将各心时相的内膜标记 501 与外膜标记 502 与长轴图像 500 重叠并在显示部 81 上予以显示。

[0269] 同样,显示控制部 7 将各心时相的内膜标记 511 与外膜标记 512 与长轴图像 510 重叠并在显示部 81 上予以显示。

[0270] 另外,显示控制部 7 将各心时相的内膜标记 521 与外膜标记 522 与短轴图像 520 重叠并在显示部 81 上予以显示。

[0271] 另外,显示控制部 7,将各心时相的内膜标记 531 与外膜标记 532 与短轴图像 530 重叠并在显示部 81 上予以显示。

[0272] 进而,显示控制部 7 将各心时相的内膜标记 541 与外膜标记 542 与短轴图像 540 重叠并在显示部 81 上予以显示。

[0273] 进而,显示控制部 7 对内膜与外膜之间的区域分配与由运动信息计算部 20 求出的壁运动信息的大小对应的颜色,并与各 MPR 图像重叠并在显示部 81 上予以显示。

[0274] 操作者通过比较显示部 81 上显示的 MPR 图像所示的内膜以及外膜的轮廓位置与通过 ST 处理取得的轮廓位置,判断追踪偏离。在确认了追踪偏离时,在步骤 S24 中,操作者在 MPR 图像上修正发生了追踪偏离的部位。然后,对三维轮廓位置执行从步骤 S25 到步骤 S27 的处理。

[0275] 另外,在第 4 实施方式中,也可以应用上述第 1 实施方式、第 3 实施方式以及那些变形例子。

[0276] 另外,在上述第 1 实施方式至第 4 实施方式中,作为对象的脏器并不仅限于心脏,也可以将与心动周期同步重复扩张与收缩的颈动脉等动脉血管作为对象。

[0277] 用户界面 (UI)8 具备显示部 81 与操作部 82。显示部 81 是由 CRT 或液晶显示器 (liquid crystal display) 等监视器 (monitor) 构成的,在画面上显示断层图像或三维图像等。操作部 82 是由键盘 (keyboard)、鼠标 (mouse)、轨迹球 (trackball)、或 TCS (触摸屏 (Touch Command Screen)) 等构成的,根据操作者的操作提供各种指示。

[0278] 控制部 9 与超声波图像取得装置 1 的各部连接,控制各部的动作。根据用户界面 (UI)8 与控制部 9 构成本发明的“关心区域设定部”、“第 1 关心区域设定部”以及“第 2 关心区域设定部”的 1 个例子。

[0279] 另外,图像生成部 5、显示控制部 7、控制部 9、图像处理部 10 以及运动信息计算部 20 具备未图示的 CPU (中央处理器 (Central Processing Unit)) 与 ROM (只读存储器 (Read Only Memory))、RAM (随机存取记忆体 (Random Access Memory)) 等未图示的存储装置。在存储装置中存储用于执行图像生成部 5 的功能的图像生成程序 (program)、用于执行显示控制部 7 的功能的显示控制程序、用于执行控制部 9 的功能的控制程序、用于执行图像处理部 10 的功能的图像处理程序以及用于执行运动信息计算部 20 的功能的运动信息计算程序。另外,显示控制程序包含用于执行标记生成部 71 的功能的标记生成程序与用于执行颜色分配部 72 的功能的颜色分配程序。另外,图像处理程序包含用于执行第 1 追踪部 11 的功能的第 1 追踪程序、用于执行第 2 追踪部 12 的功能的第 2 追踪程序、用于执行第 3 追踪部 13 的功能的第 3 追踪程序以及用于执行位置修正部 14 的功能的位置修正程序。并且,CPU 通过执行各程序执行各部分的功能。

[0280] (MRI 装置)

[0281] 作为医用图像取得装置的 1 个例子,针对超声波图像取得装置进行了说明,但作为医用图像取得装置的其他例子,也可以使用 MRI 装置。MRI 装置通过例如在静磁场中配置被检体并对该被检体施加梯度磁场与高频磁场,收集来自被检体的磁共振信号。然后, MRI 装置根据收集到的磁共振信号生成表示被检体的 MR 图像数据。

[0282] 通过使用该 MRI 装置拍摄被检体的心脏,取得表示心脏的 MR 图像数据。并且,如上所述,通过使用图像处理部 10 以及运动信息计算部 20 执行与第 1 实施方式至第 4 实施方式相关的处理,修正收缩期的轮廓的追踪偏离,能够更正确地提供组织的运动信息。另外, MR 图像数据相当于本发明的“医用图像数据”的 1 个例子。

[0283] (X 射线 CT 装置)

[0284] 另外,作为医用图像取得装置的其他例子,也可以使用 X 射线 CT 装置。X 射线 CT 装置通过一边在被检体的周围旋转将被检体置于中间而配置的 X 射线管与 X 射线检测器一边进行拍摄,生成表示被检体的 CT 图像数据。

[0285] 通过使用该 X 射线 CT 装置拍摄被检体的心脏,取得表示心脏的 CT 图像数据。并且,如上所述,通过使用图像处理部 10 以及运动信息计算部 20 执行与第 1 实施方式至第 4 实施方式相关的处理,修正收缩期的轮廓的追踪偏离,能够更正确地提供组织的运动信息。另外, CT 图像数据相当于本发明的“医用图像数据”的 1 个例子。

[0286] (医用图像处理装置)

[0287] 另外,也可以根据上述存储部 6、显示控制部 7、用户界面 (UI)8、控制部 9、图像处理部 10 以及运动信息计算部 20 构成医用图像处理装置。即使使用该医用图像处理装置执行与上述第 1 实施方式至第 4 实施方式相关的处理,也与上述医用图像取得装置同样,修正收缩期的轮廓的追踪偏离,能够更正确地提供组织的运动信息。

[0288] 另外,医用图像处理装置也可以将利用超声波图像取得装置 1 取得的超声波图像数据、利用 MRI 装置取得的 MR 图像数据以及利用 X 射线 CT 装置取得的 CT 图像数据中的任一个医用图像数据作为对象执行处理。

[0289] 另外,通过上述实施方式中展示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。

[0290] 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。

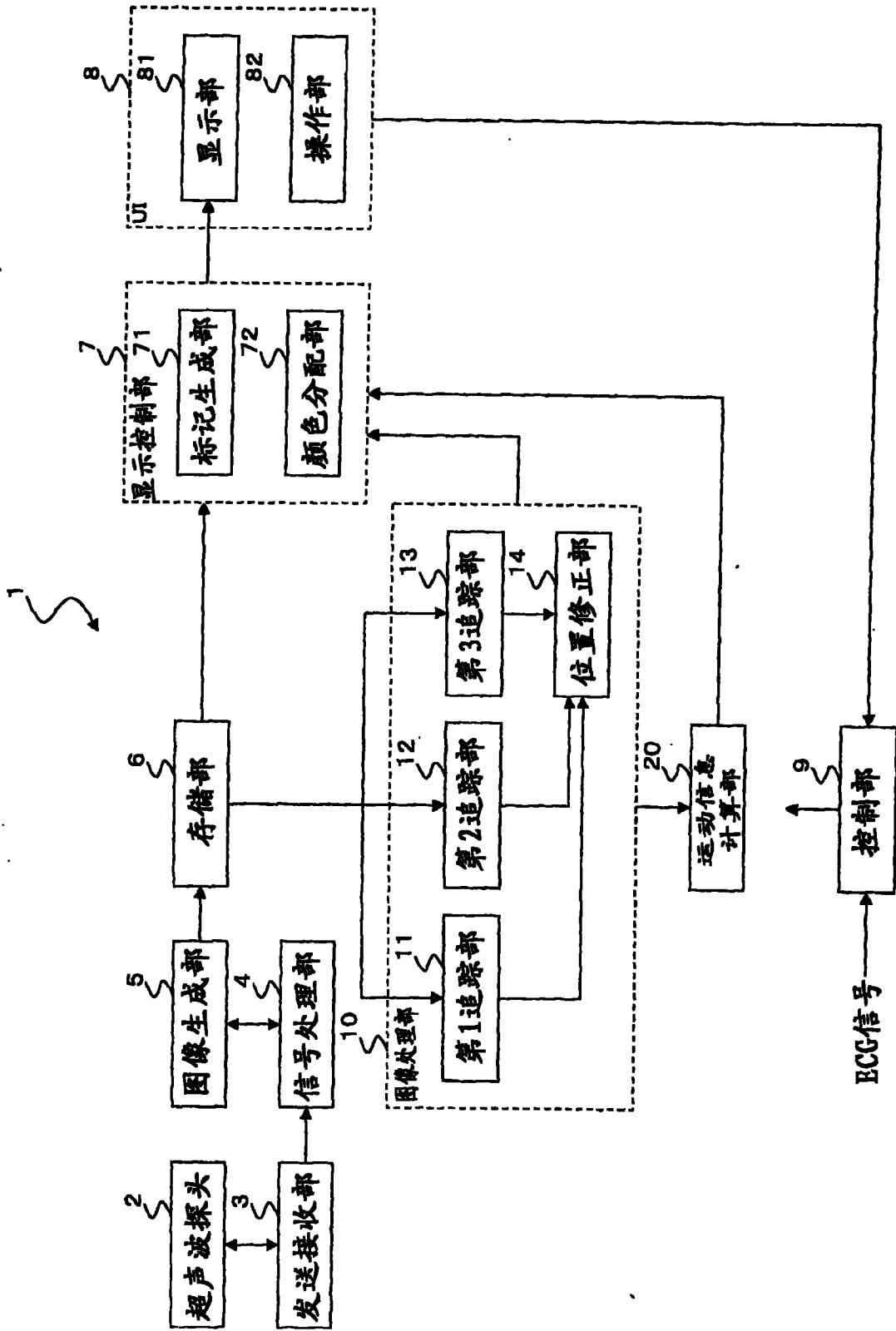


图 1

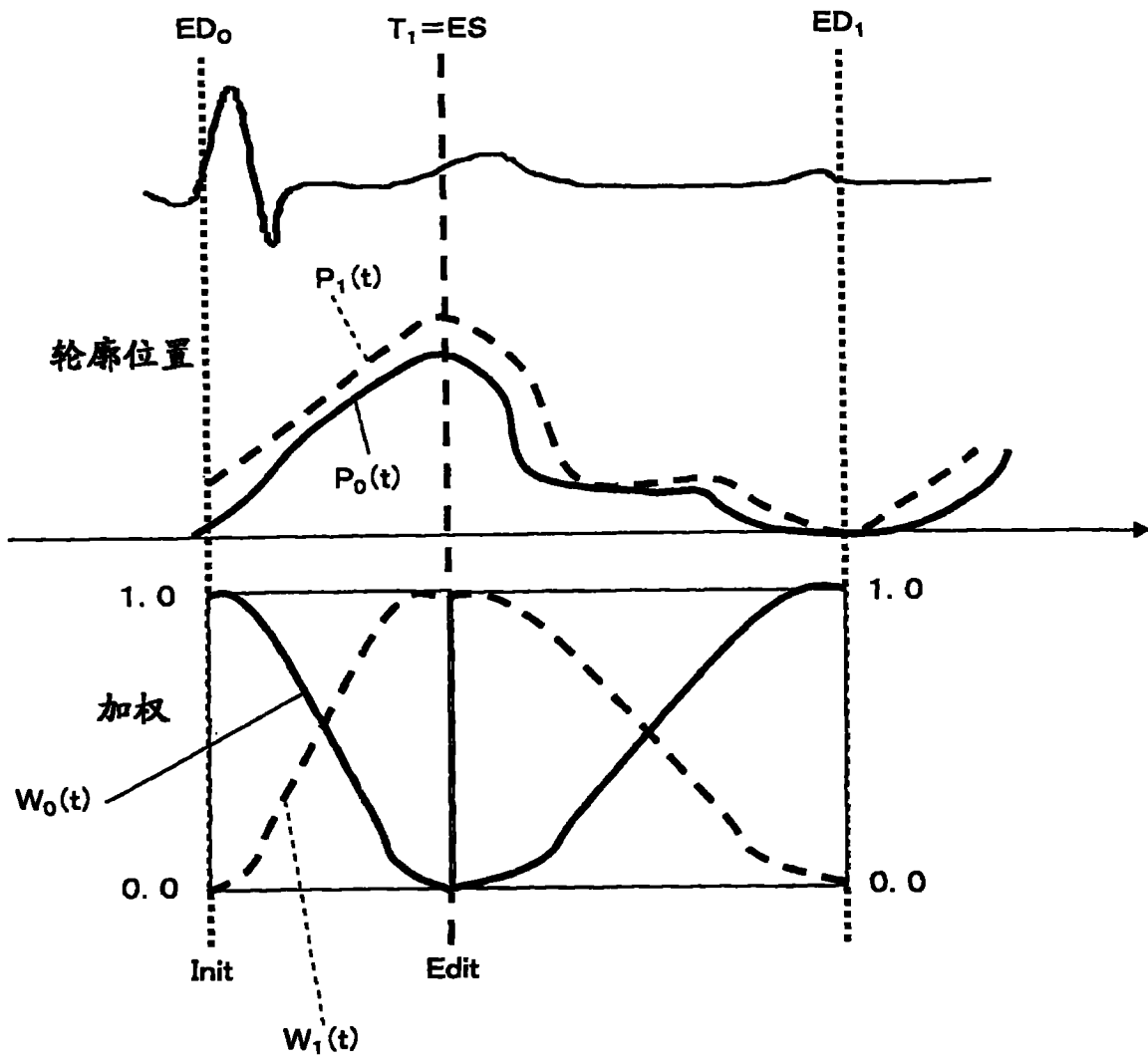


图 2

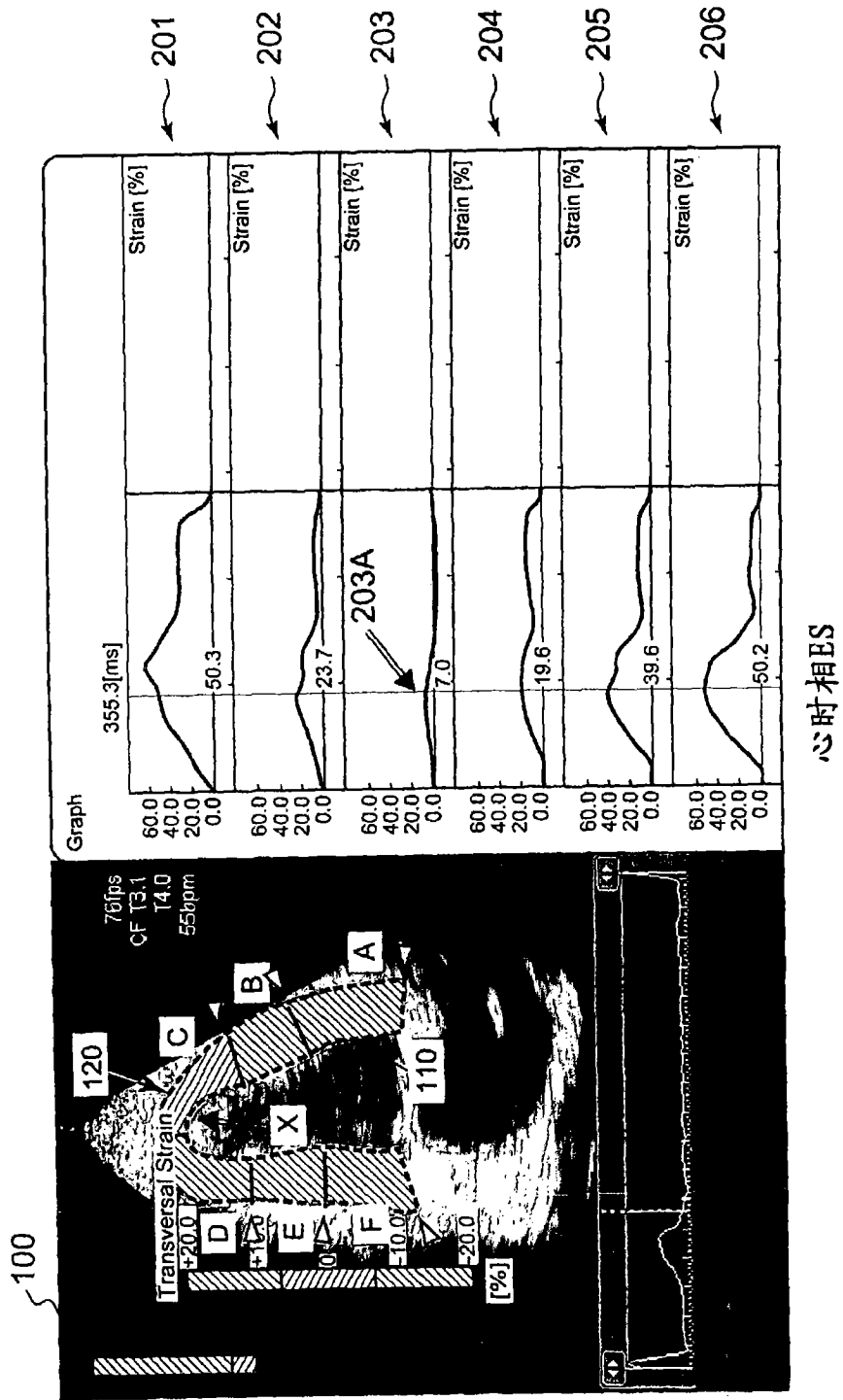


图 3

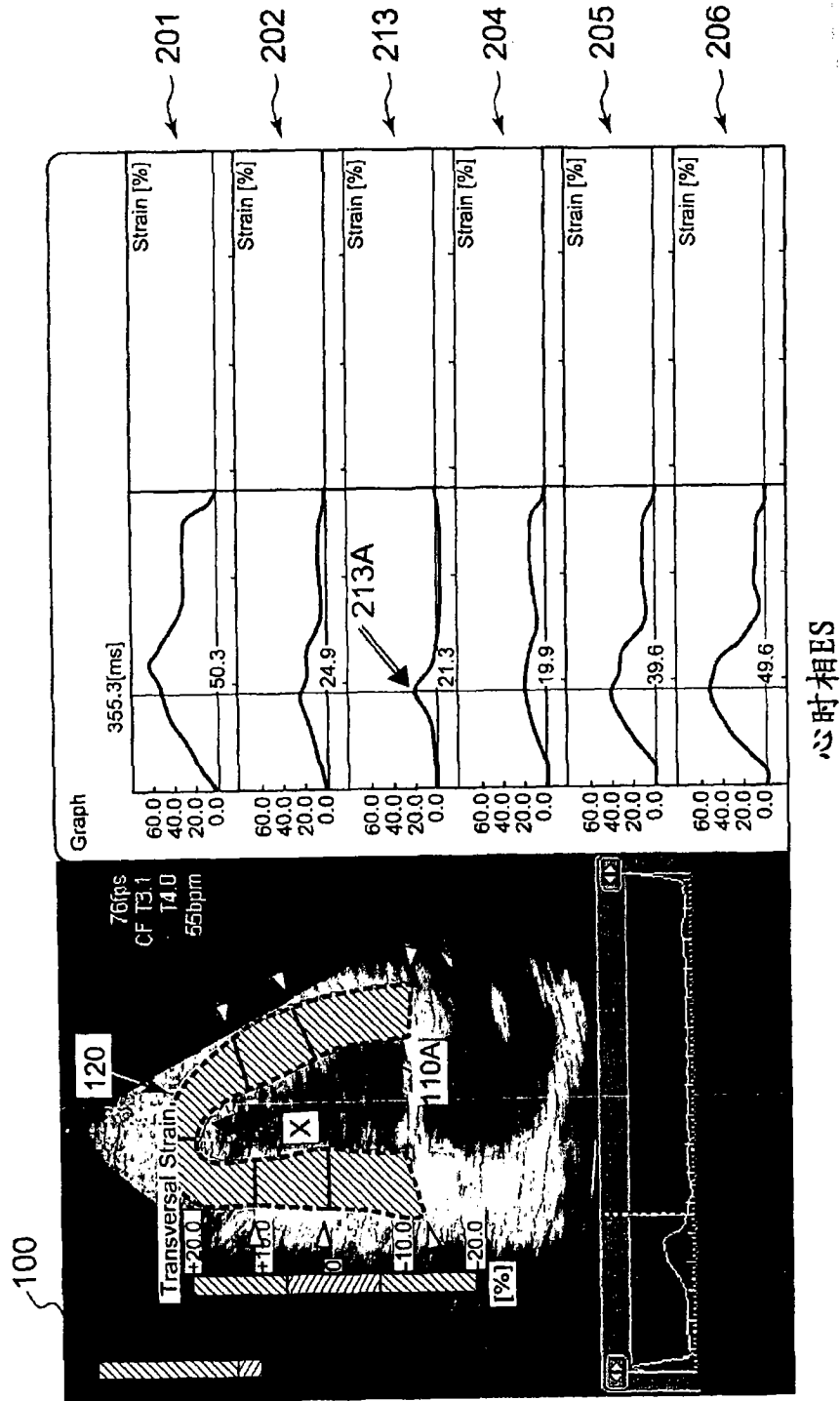


图 4

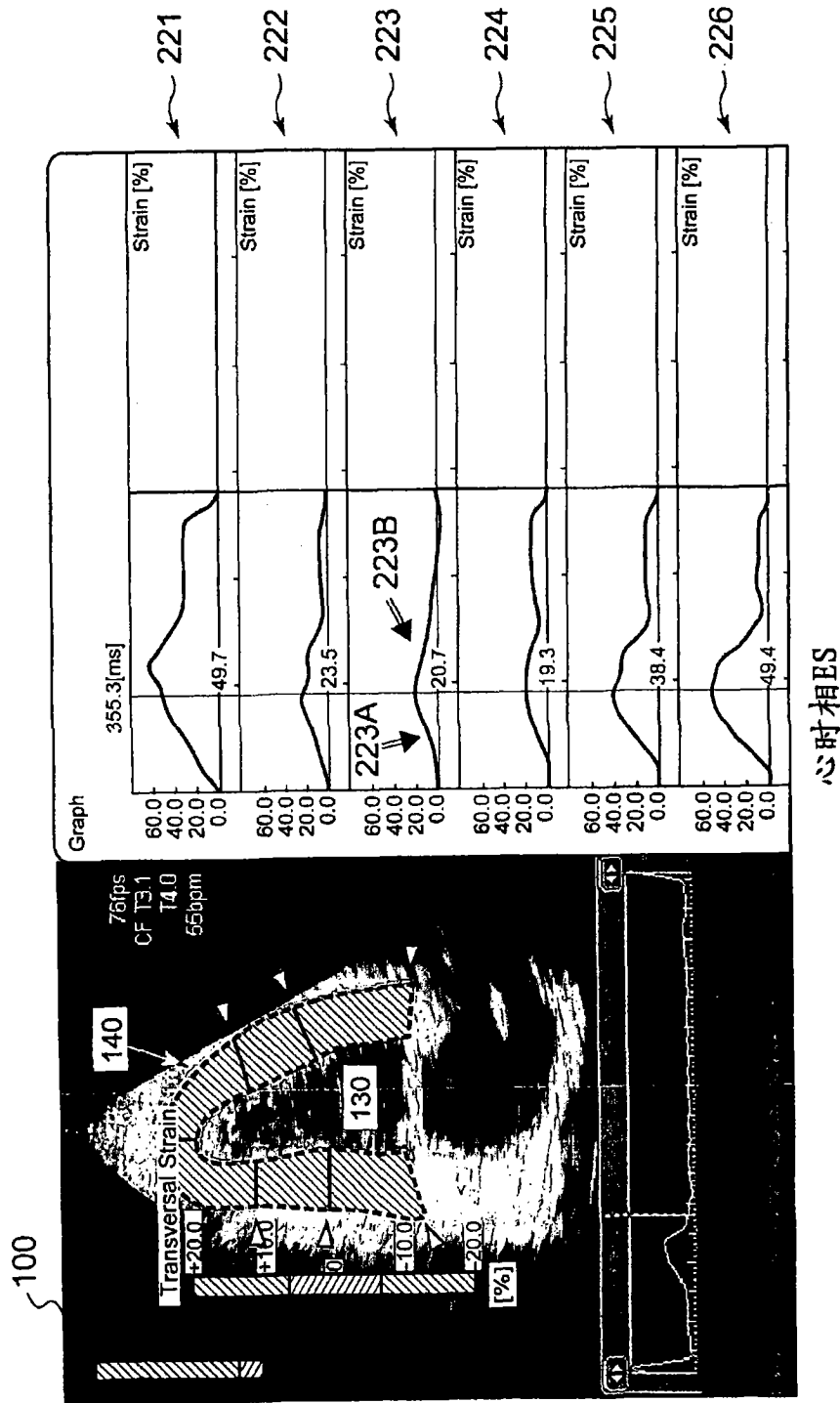


图 5

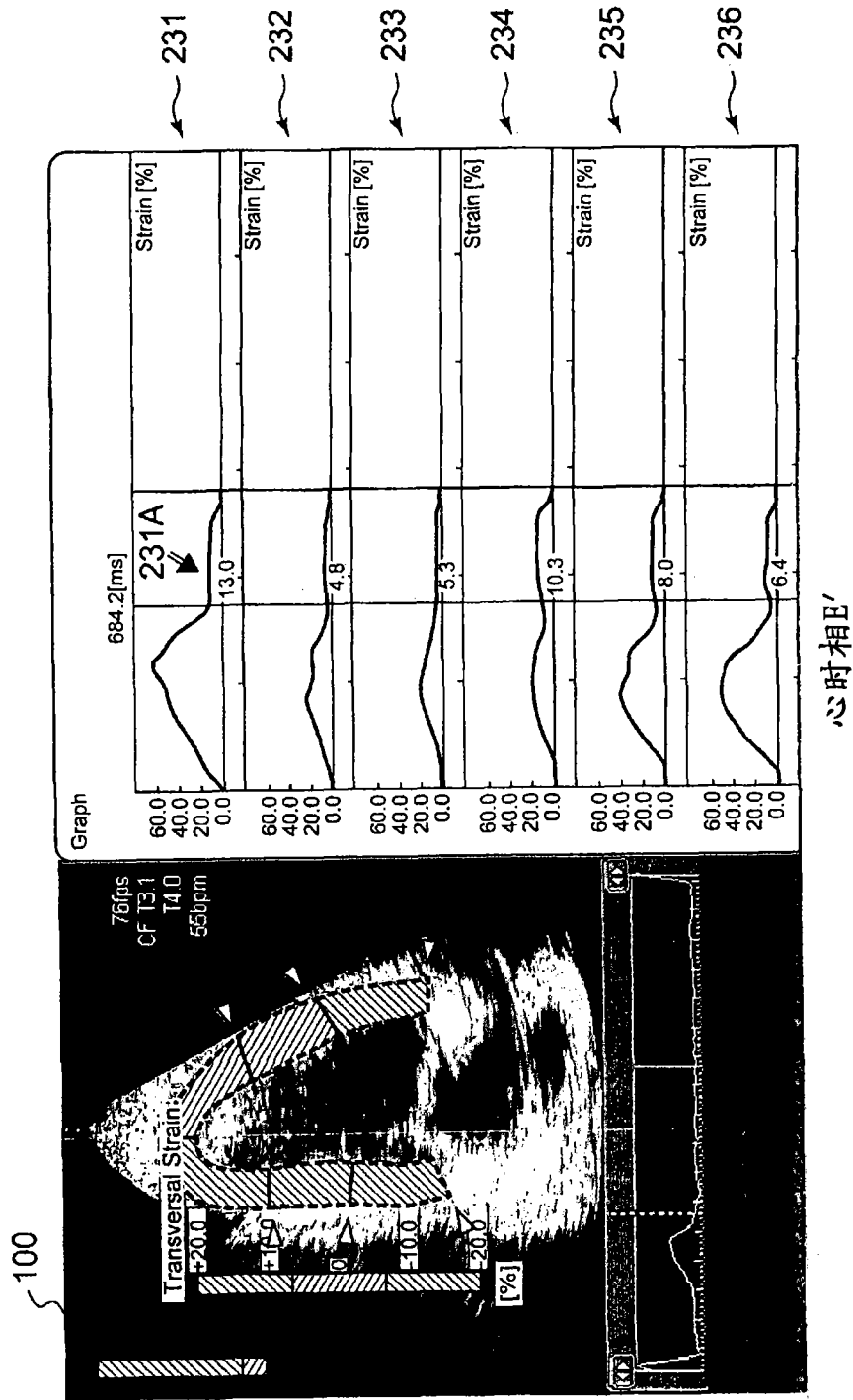


图 6

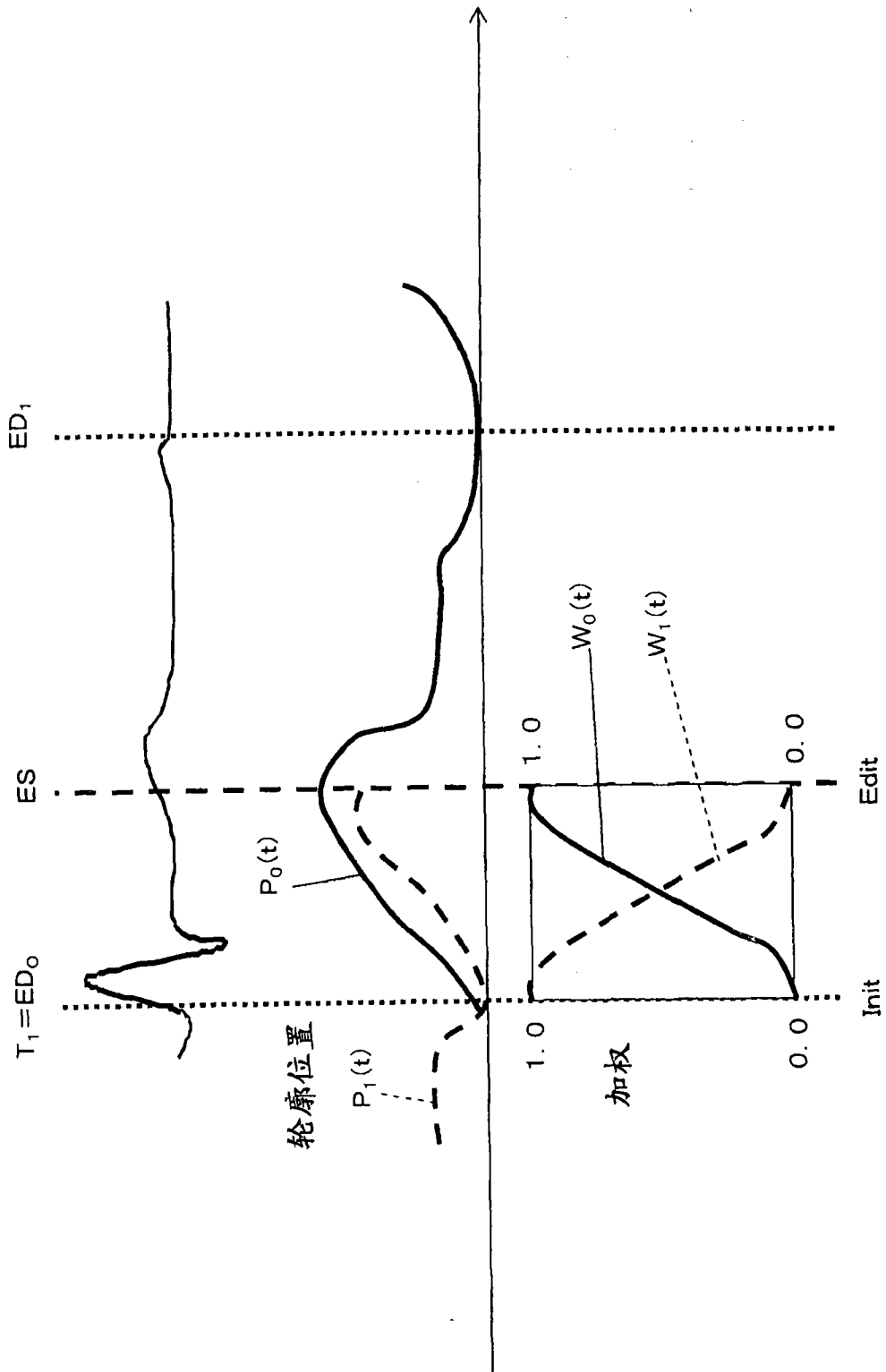
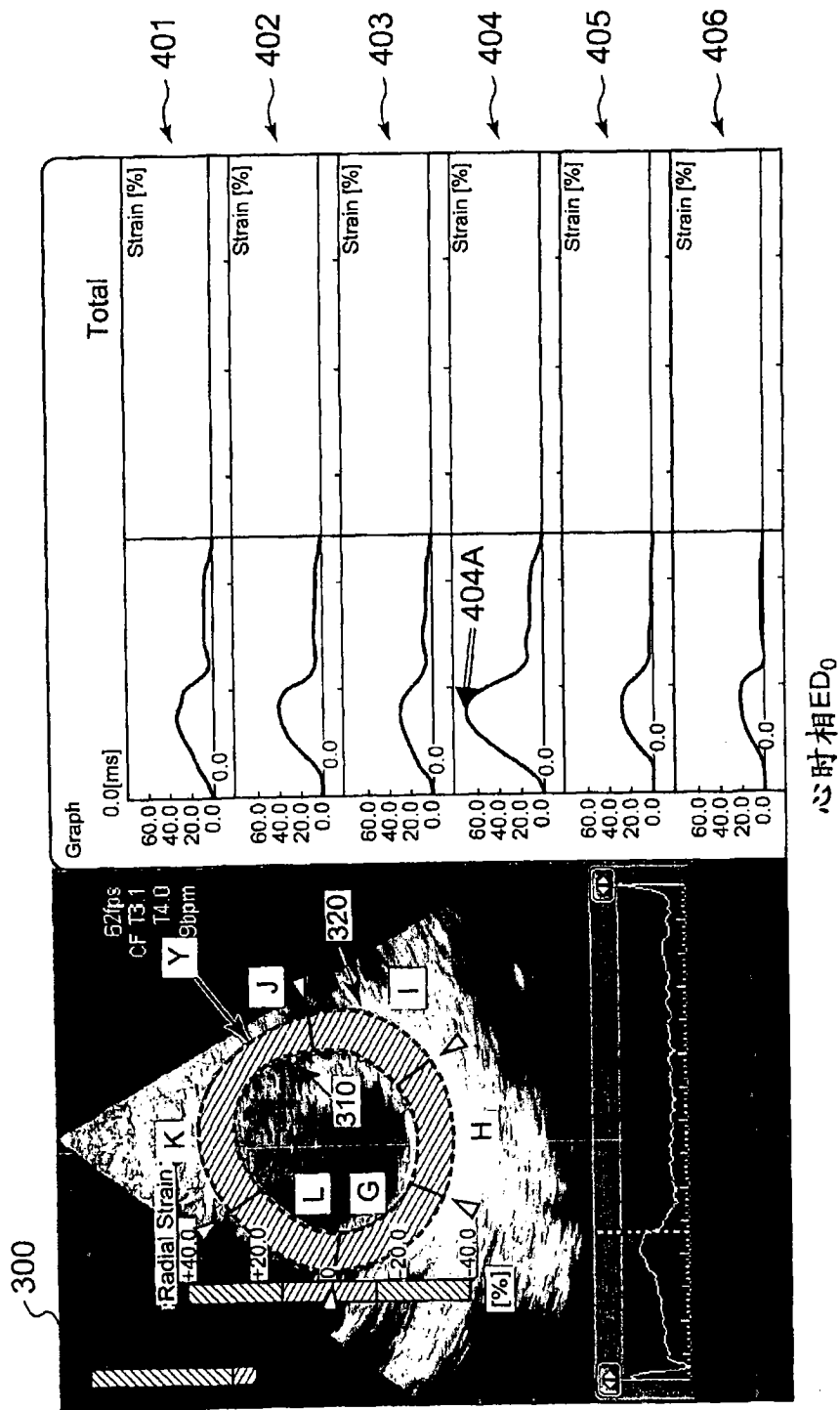


图 7



心时相ED₀

图 8

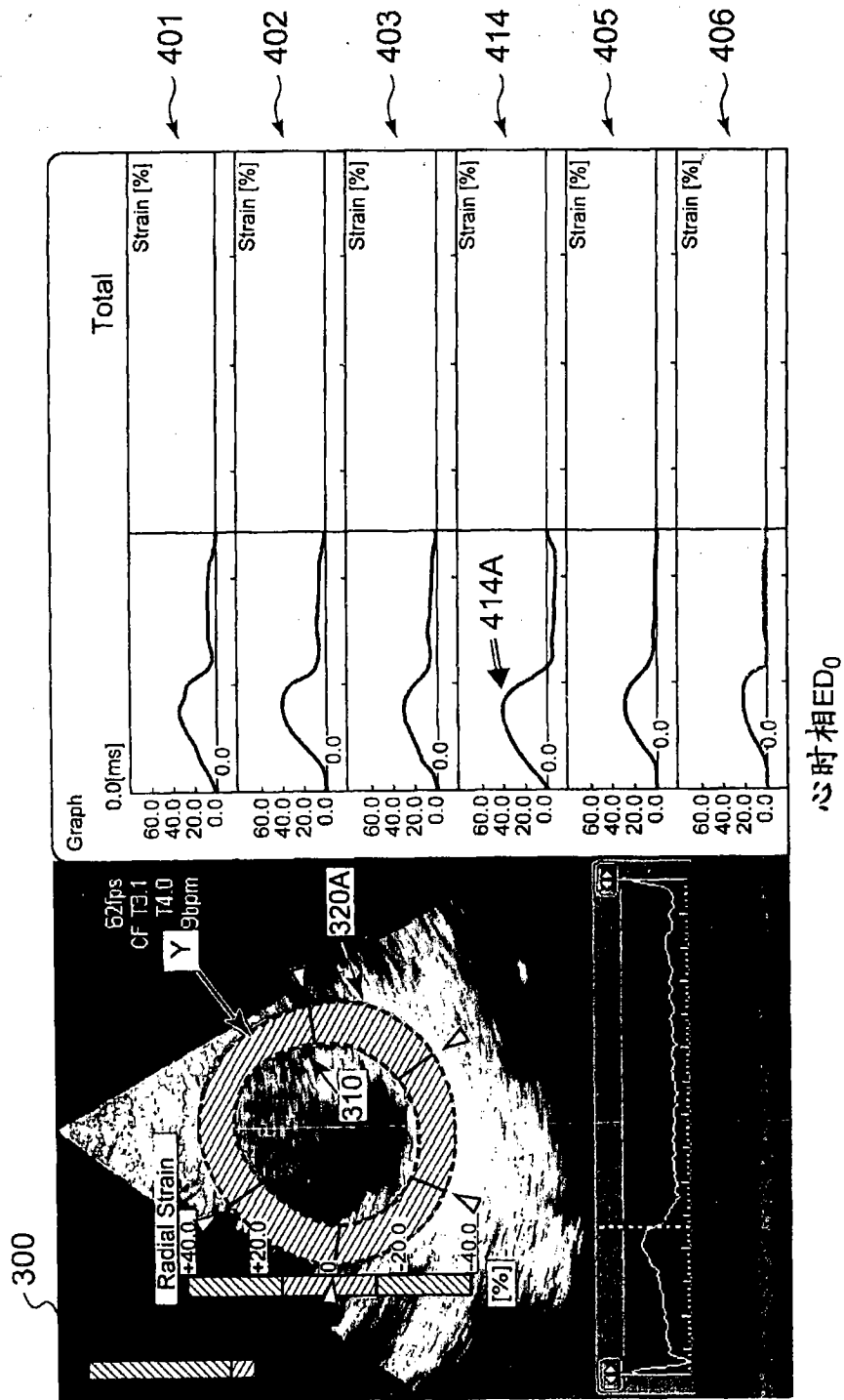


图 9

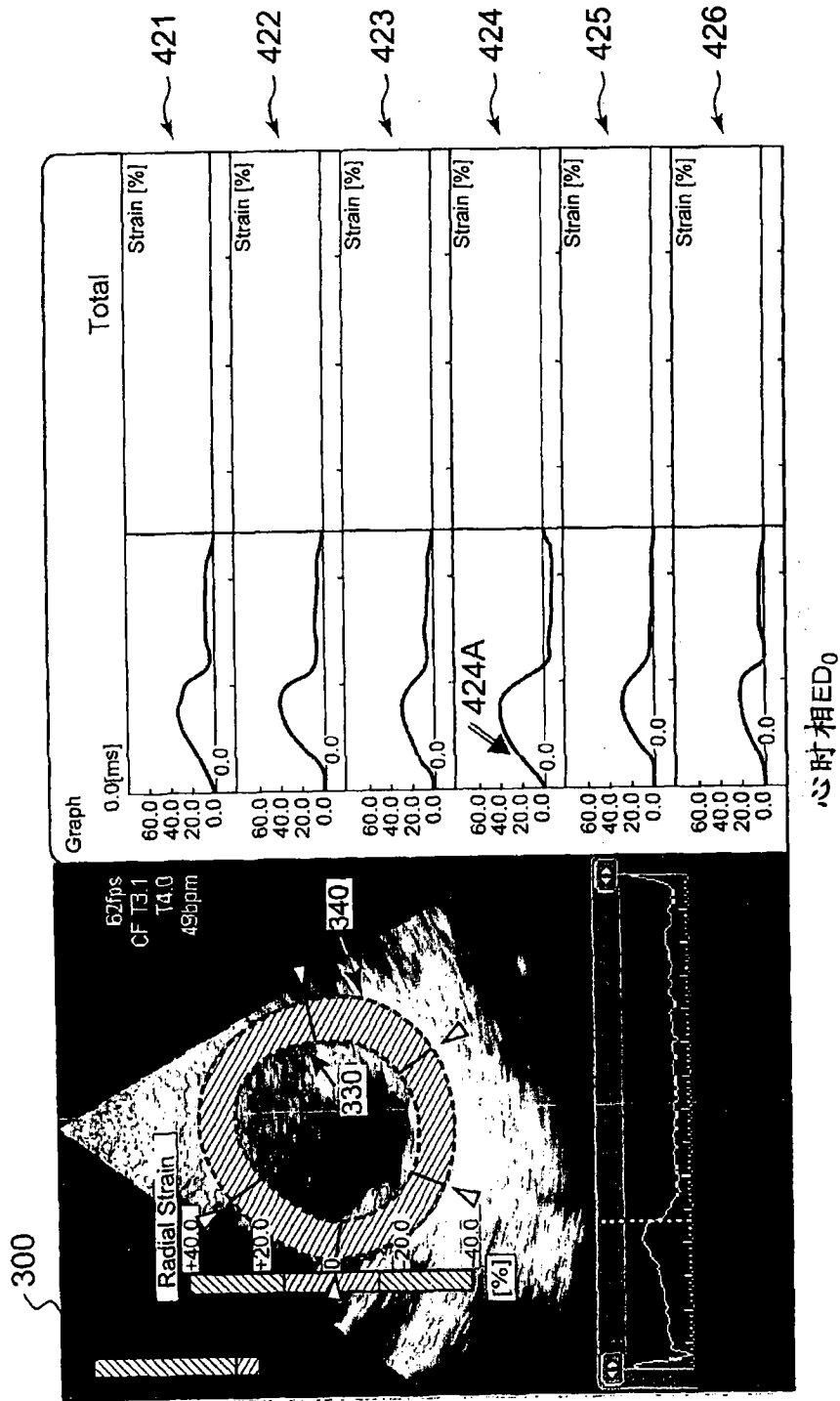


图 10

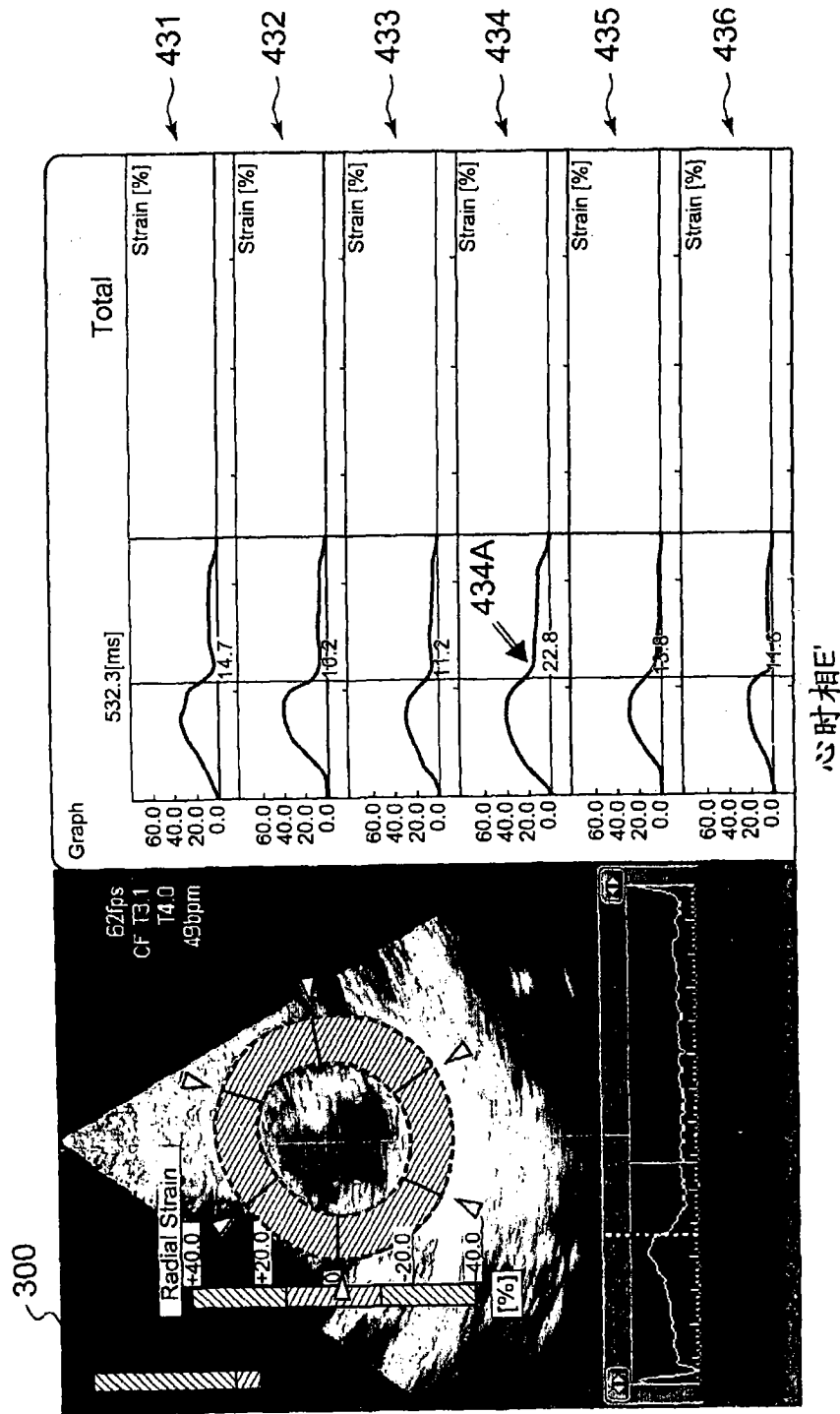


图 11

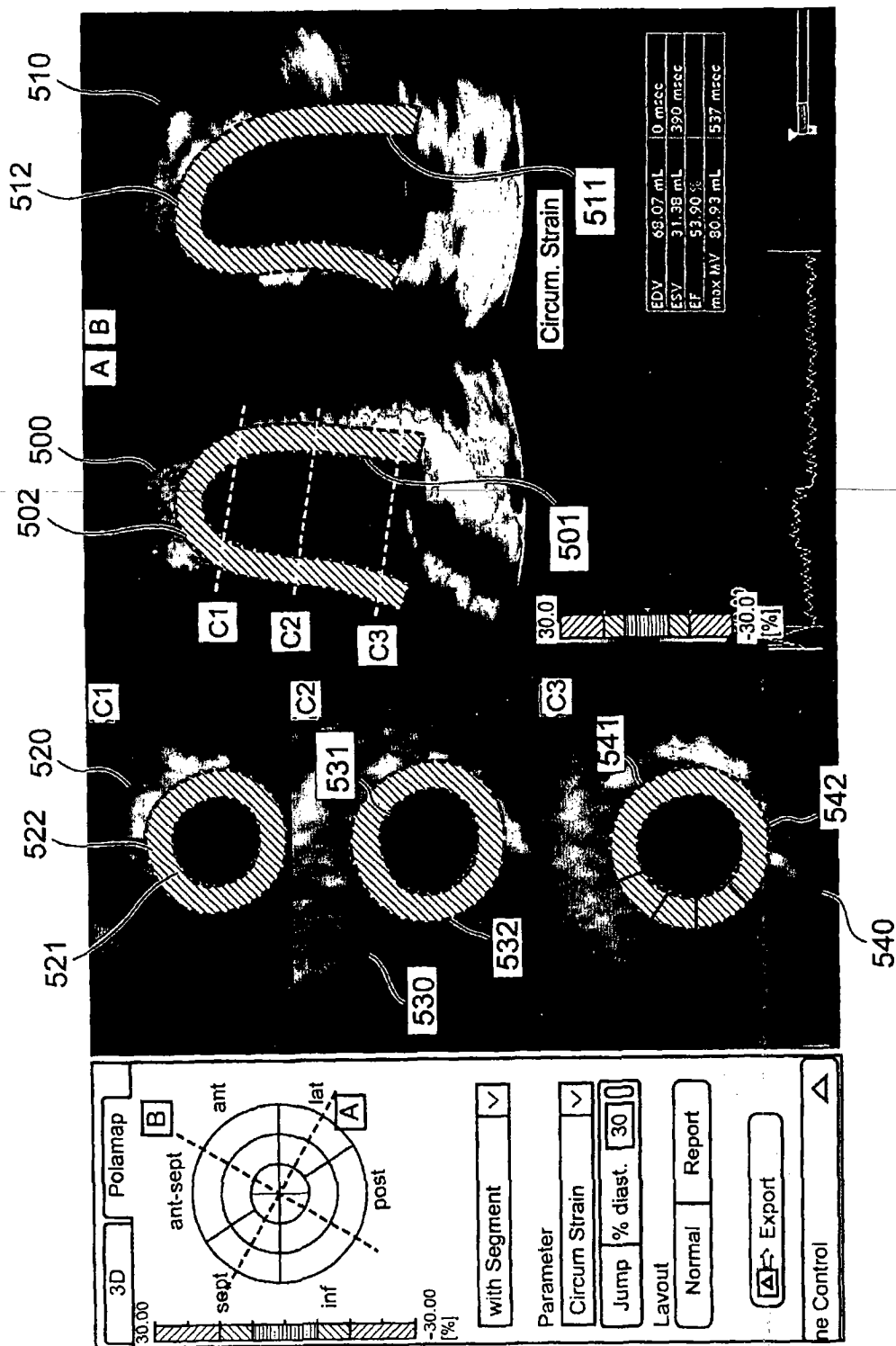


图 12

专利名称(译)	医用图像取得装置、医用图像处理装置、超声波图像取得装置以及超声波图像处理装置		
公开(公告)号	CN101828930A	公开(公告)日	2010-09-15
申请号	CN201010003805.3	申请日	2010-01-13
[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	阿部康彦 川岸哲也		
发明人	阿部康彦 川岸哲也		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/055 A61B6/03		
CPC分类号	A61B8/08 G06T2207/10132 G06T7/0097 A61B5/055 A61B6/03 A61B6/504 G06T7/2033 A61B6/503 A61B8/485 A61B8/0891 G06T2207/30048 A61B8/483 G06T7/174 G06T7/246		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2009024643 2009-02-05 JP		
其他公开文献	CN101828930B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种医用图像取得装置、医用图像处理装置、超声波图像取得装置以及超声波图像处理装置。第1追踪部，根据在1周期区间内包含的各时相取得的医用图像数据，在每个时相追踪在第1时相设定的第1关心区域的位置，在每个时相追踪在第2时相设定的第2关心区域的位置。位置修正部，根据各时相的第1关心区域的位置信息与各时相的第2关心区域的位置信息，以通过第1时相的第1关心区域的位置与第2时相的第2关心区域的位置的方式求出各时相的关心区域的位置信息。运动信息计算部根据位置修正部求出的位置信息，求出组织的运动信息。

