



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101484074 B

(45) 授权公告日 2010.12.22

(21) 申请号 200780024890.8  
 (22) 申请日 2007.05.30  
 (30) 优先权数据  
 149414/2006 2006.05.30 JP  
 (85) PCT申请进入国家阶段日  
 2008.12.30  
 (86) PCT申请的申请数据  
 PCT/JP2007/000587 2007.05.30  
 (87) PCT申请的公布数据  
 W02007/138751 JA 2007.12.06  
 (73) 专利权人 株式会社东芝  
 地址 日本东京都  
 专利权人 东芝医疗系统株式会社  
 (72) 发明人 川岸哲也 阿部康彦  
 (74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专  
 利商标事务所 11038

代理人 吕林红

(51) Int. Cl.  
 A61B 8/08(2006.01)

(56) 对比文件  
 JP 特开平 4-270983 A, 1992.09.28, 全文.  
 US 2005/0283079 A1, 2005.12.22,  
 JP 特开 2002-140690 A, 2002.05.17, 全文.  
 JP 特开 2004-313291 A, 2004.11.11,  
 US 2006/0058618 A1, 2006.03.16, 全文.

审查员 黄长斌

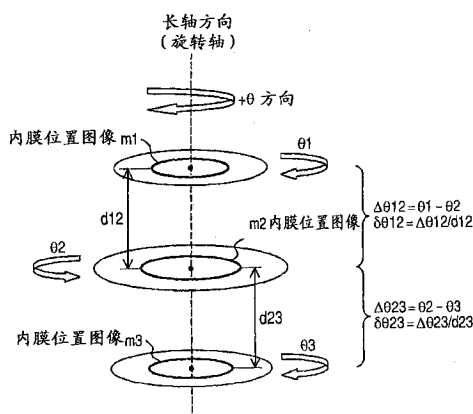
权利要求书 4 页 说明书 20 页 附图 16 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序

(57) 摘要

本发明提供一种可以在短时间内测量生物组织的三维运动的超声波诊断装置。图像处理器 (5) 根据生物组织的 B 模式图像的图像数据生成体数据, 并且根据体数据并针对两个以上的断面位置中的每一个断面位置分别生成按时间序列的一系列断层图像的图像数据; 控制器 (9) 在显示部分 (81) 上针对每个断面位置显示一个断层图像; 用户操作操作部分 (82), 在所显示的断层图像上指定测量图像区域; 位移计算部分 (61) 针对每个断面位置计算所指定的测量图像区域的按时间序列的位移; 运动信息计算部分 (62) 根据针对每个断面位置计算的测量图像区域的位移, 计算生物组织的运动信息。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

超声波探头;

收发器,向超声波探头发送和从超声波探头接收超声波;

图像生成部分,根据作为发送和接收超声波的结果而得到的接收信号,针对生物组织的两个以上的断面位置中的每一个断面位置生成按时间序列的一系列断层图像的图像数据;

显示部分,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所生成的图像数据,显示所述一系列断层图像中的一个断层图像;

指定部分,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,在所显示的所述一个断层图像上指定测量图像区域;和

计算器,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所述一系列断层图像的图像数据,计算表示所指定的测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信息,并且根据针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置计算的局部运动信息,计算表示生物组织的运动状态的运动信息,

其中,显示部分显示由计算器计算的运动信息。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

超声波探头利用收发器,在沿着与预定方向正交的方向的超声波接收和发送方向上对沿着该预定方向的多个位置中的每一个位置进行扫描,并且重复沿着所述预定方向和所述正交的方向的超声波接收和发送操作,

图像生成部分包括:

第一断层图像生成部分,根据在所述正交的方向的所述超声波接收和发送方向上进行扫描时依次得到的接收信号,生成生物组织的包括所述发送和接收方向以及所述正交的方向的断面中的第一断层图像的图像数据;

体数据生成部分,根据针对所述多个位置中的每一个位置生成的第一断层图像的图像数据,生成生物组织的体数据;和

第二断层图像生成部分,根据所生成的体数据,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置生成第二断层图像的图像数据,

其中,通过针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置重复进行超声波接收和发送操作而得到第二断层图像的多个图像数据被用作所述按时间序列的一系列断层图像的图像数据。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

计算器通过计算表示所述两个以上的断面位置中的两个断面位置处的局部运动信息之差的差信息,来得到运动信息。

4. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

所述两个断面位置中的一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面与另一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面平行,

计算器针对所述两个断面位置中的每一个断面位置计算测量图像区域中的生物组织绕着与所述一系列断层图像的断面正交的方向的旋转角度,来作为局部运动信息,并且计算针对所述两个断面位置计算的旋转角度之差,来作为差信息,从而使用所计算的旋转角

度之差作为表示生物组织的扭转运动的运动信息。

5. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

所述两个断面位置中的一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面与另一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面平行,

计算器针对所述两个断面位置中的每一个断面位置计算测量图像区域中的生物组织绕着与所述一系列断层图像的断面正交的方向的旋转角度,来作为局部运动信息,并且计算针对所述两个断面位置计算的旋转角度之差,来作为差信息,利用时间对所计算的旋转角度之差进行微分,从而计算表示生物组织的扭转运动的速度的运动信息。

6. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其中,

所述两个断面位置中的一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面与另一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面平行,

计算器针对所述两个断面位置中的每一个断面位置计算测量图像区域中的生物组织绕着与所述一系列断层图像的断面正交的方向的旋转角度,来作为局部运动信息,并且计算针对所述两个断面位置计算的旋转角度之差,来作为差信息,利用所述两个断面位置之间的距离来除所计算的旋转角度之差,从而得到表示生物组织的相对旋转梯度的运动信息。

7. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

计算器针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据体数据计算表示由指定部分指定的测量图像区域中的生物组织的三维运动状态的局部运动信息,并且根据针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置计算的表示三维运动状态的局部运动信息,来计算运动信息。

8. 如权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其中,

计算器通过计算表示差的差信息来得到运动信息,其中该差是表示所述两个以上的断面位置中的两个断面位置处的三维运动状态的局部运动信息之差。

9. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其中,

所述两个断面位置中的一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面与另一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面平行,

计算器针对所述两个断面位置中的每一个断面位置,根据所计算的表示三维运动状态的局部运动信息,计算测量图像区域中的生物组织在与所述一系列断层图像的断面正交的方向上的位移,并且计算针对所述两个断面位置中的每一个断面位置计算的所述正交的方向上的位移之差,来作为差信息,从而使用所计算的位移之差作为表示生物组织在所述正交的方向上的伸缩运动的运动信息。

10. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其中,

所述两个断面位置中的一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面与另一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面平行,

计算器针对所述两个断面位置中的每一个断面位置,根据所计算的表示三维运动状态的局部运动信息,计算测量图像区域中的生物组织在与所述一系列断层图像的断面正交的方向上的位移,并且计算针对所述两个断面位置中的每一个断面位置计算的所述正交的方向上的位移之差,来作为差信息,利用时间对所计算的位移之差进行微分,从而计算表示生

物组织在所述正交的方向上的伸缩运动的速度的运动信息。

11. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其中,

所述两个断面位置中的一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面与另一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面平行,

计算器针对所述两个断面位置中的每一个断面位置,根据所计算的表示三维运动状态的局部运动信息,计算测量图像区域中的生物组织在与所述一系列断层图像的断面正交的方向上的位移,并且计算针对所述两个断面位置中的每一个断面位置计算的所述正交的方向上的位移之差,来作为差信息,利用所述两个断面位置之间的原始距离来除所计算的位移之差,从而使用其商来作为表示生物组织在所述正交的方向上的变形的运动信息。

12. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其中,

所述两个断面位置中的一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面与另一个断面位置处的所述一系列断层图像的断面平行,

计算器针对所述两个断面位置中的每一个断面位置,根据所计算的表示三维运动状态的局部运动信息,计算测量图像区域中的生物组织在与所述一系列断层图像的断面正交的方向上的位移,并且计算针对所述两个断面位置中的每一个断面位置计算的所述正交的方向上的位移之差,来作为差信息,利用所述两个断面位置之间的原始距离来除所计算的位移之差,并且利用时间对其商进行微分,从而计算表示生物组织在所述正交的方向上的变形率的运动信息。

13. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

指定部分包括自动指定部分,该自动指定部分根据在显示部分显示的所述一个断层图像上指定的测量图像区域,在与所述两个以上的断面位置不同的断面位置处指定新的测量图像区域,

计算器计算表示新指定的测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信息,并且根据针对所述两个以上的断面位置和所述不同的断面位置计算的局部运动信息,来计算运动信息。

14. 如权利要求 1 ~ 13 中任意一项所述的超声波诊断装置,其中,

所述生物组织是心脏,

由指定部分指定的测量图像区域是在所述显示部分显示的所述一个断层图像中与心脏的心脏壁对应的图像区域。

15. 一种医用图像处理装置,处理由超声波诊断装置得到的生物组织的医用图像的图像数据,所述医用图像处理装置包括:

存储器,存储生物组织的两个以上的断面位置处的、按时间序列的一系列断层图像的图像数据;

显示部分,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所存储的图像数据,显示所述一系列断层图像中的一个断层图像;

指定部分,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,在所显示的所述一个断层图像上指定测量图像区域;和

计算器,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所述一系列断层图像的图像数据,计算表示所指定的测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信

息,并且根据针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置计算的局部运动信息,计算表示生物组织的运动状态的运动信息,

其中,显示部分显示由计算器计算的运动信息。

## 超声波诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种通过超声波探头向被检查体的内部发送超声波从而根据反射波得到被检查体的医用图像的超声波诊断装置、用于处理该超声波诊断装置得到的医用图像的医用图像处理装置和医用图像处理程序。特别是,本发明涉及用于评价生物组织的运动功能的超声波诊断装置、医用图像处理装置和医用图像处理程序。

### 背景技术

[0002] 超声波诊断装置具有通过仅将超声波探头与体表接触的简单操作就可以当场观察图像的优点,因此超声波诊断装置被广泛用于检查生物组织的功能或形状。近年来,心脏壁的运动等生物组织的运动功能的评价、特别是三维运动功能的评价已经引起人们的注意。

[0003] 专利文献 1 公开了一种用于评价生物组织的运动功能的超声波诊断装置。该超声波诊断装置从生物组织的二维图像中提取特征点,并根据特征点来指定测量点。然后,设定具有以每个指定的测量点为中心包含预定数量以上的特征点的大小的模板,使用该模板来进行两个图像之间的互相关处理,以测量组织的位移或速度等物理参数,从而提高测量精度。

[0004] 专利文献 1:日本未审查专利申请公开 No. 2004-313291

### 发明内容

[0005] 生物组织通常三维地移动。例如,心脏进行壁厚方向上的运动(壁厚的变化、壁厚的变形等)和与其垂直的方向上的变形或伸缩等运动。由于通过测量生物组织的二维速度或位移来进行通常的运动功能评价,因此在评价三维运动方面有限制。

[0006] 同时,当使用生物组织的三维图像来评价三维运动时,即,当指定三维分布的多个测量点并分析每个测量点的三维位移以评价生物组织的三维运动时,要处理的数据量增加,从而产生处理时间变长的问题。

[0007] 另外,当使用三维图像来进行运动功能评价时,出现难以在图像上指定运动测量对象区域的问题。例如,当需要测量心脏壁厚的变化时,必须从心脏的三维图像中找出对应于内膜和外膜的区域并且指定这些区域。但是,为了准确地执行这样的操作,要求熟练的手部技巧和相当多的操作时间。

[0008] 本发明为了解决上述问题而设计,其目的在于提供一种可以在短时间内测量生物组织的三维运动的超声波诊断装置、医用图像处理装置和图像处理程序。

[0009] 另外,本发明的另一个目的是提供一种可以容易地指定测量生物组织的运动的区域的超声波诊断装置、医用图像处理装置和医用图像处理程序。

[0010] 为了实现上述目的,根据本发明的第一方面,提供一种超声波诊断装置,包括:超声波探头;收发器,向超声波探头发送和从超声波探头接收超声波;图像生成部分,根据作

为发送和接收超声波的结果而得到的接收信号,针对生物组织的两个以上的断面位置中的每一个断面位置生成按时间序列的一系列断层图像的图像数据;显示部分,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所生成的图像数据,显示所述一系列断层图像中的一个断层图像;指定部分,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,在所显示的所述一个断层图像上指定测量图像区域;和计算器,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所述一系列断层图像的图像数据,计算表示所指定的测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信息,并且根据针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置计算的局部运动信息,计算表示生物组织的运动状态的运动信息,其中,显示部分显示由计算器计算的运动信息。

[0011] 另外,根据本发明的第二方面,提供一种超声波诊断装置,包括:超声波探头;收发器,向超声波探头发送和从超声波探头接收超声波;图像生成部分,根据作为发送和接收超声波的结果而得到的接收信号,针对生物组织的一个以上的断面位置中的每一个断面位置生成按时间序列的一系列断层图像的图像数据;显示部分,针对所述一个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所生成的图像数据,显示所述一系列断层图像中的一个断层图像;指定部分,针对所述一个以上的断面位置中的每一个断面位置,在所显示的所述一个断层图像上指定测量图像区域;和计算器,针对所述一个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所述一系列断层图像的图像数据,计算表示所指定的测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信息,其中,显示部分显示由计算器计算的局部运动信息。

[0012] 另外,根据本发明的第三方面,提供一种医用图像处理装置,处理由超声波诊断装置得到的生物组织的医用图像的图像数据,所述医用图像处理装置包括:存储器,存储生物组织的两个以上的断面位置处的、按时间序列的一系列断层图像的图像数据;显示部分,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所存储的图像数据,显示所述一系列断层图像中的一个断层图像;指定部分,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,在所显示的所述一个断层图像上指定测量图像区域;和计算器,针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所述一系列断层图像的图像数据,计算表示所指定的测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信息,并且根据针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置计算的局部运动信息,计算表示生物组织的运动状态的运动信息,其中,显示部分显示由计算器计算的运动信息。

[0013] 另外,根据本发明的第四方面,提供一种医用图像处理装置,处理由超声波诊断装置得到的生物组织的医用图像的图像数据,所述医用图像处理装置包括:存储器,存储生物组织的一个以上的断面位置中的每一个断面位置处的、按时间序列的一系列断层图像的图像数据;显示部分,针对所述一个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所存储的图像数据,显示所述一系列断层图像中的一个断层图像;指定部分,针对所述一个以上的断面位置中的每一个断面位置,在所显示的所述一个断层图像上指定测量图像区域;和计算器,针对所述一个以上的断面位置中的每一个断面位置,根据所述一系列断层图像的图像数据,计算表示所指定的测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信息,其中,显示部分显示由计算器计算的局部运动信息。

[0014] 另外,根据本发明的第五方面,提供一种医用图像处理程序,使具有存储器和显示部分的计算机执行以下功能,其中该存储器存储生物组织的两个以上的断面位置中的每一

个断面位置处的、按时间序列的一系列断层图像的图像数据；针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置，根据所存储的图像数据，在所述显示部分上显示所述一系列断层图像中的一个断层图像；针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置，响应于在所显示的所述一个断层图像上指定了测量区域，根据所述一系列断层图像的图像数据，计算表示所指定的测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信息；根据针对所述两个以上的断面位置中的每一个断面位置计算的局部运动信息，计算表示生物组织的运动状态的局部运动信息；在显示部分上显示所计算的局部运动信息。

[0015] 另外，根据本发明的第六方面，提供一种医用图像处理程序，使具有存储器和显示部分的计算机执行以下功能，其中该存储器存储生物组织的一个以上的断面位置中的每一个断面位置处的、按时间序列的一系列断层图像的图像数据；针对所述一个以上的断面位置中的每一个断面位置，根据所存储的图像数据，在所述显示部分上显示所述一系列断层图像中的一个断层图像；针对所述一个以上的断面位置中的每一个断面位置，响应于在所显示的所述一个断层图像上指定了测量区域，根据所述一系列断层图像的图像数据，计算表示所指定的测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信息；在显示部分上显示所计算的局部运动信息。

[0016] 在第一、第三和第五方面的发明中，针对生物组织的两个以上的断面位置中的每一个断面位置显示一个断层图像，响应于在所显示的断层图像上指定了测量图像区域，计算表示测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信息，根据所计算的两个以上的断面位置中的每一个断面位置处的局部运动信息，计算生物组织的运动信息，并且显示运动信息。

[0017] 根据本发明，可以通过根据生物组织的两个以上的断面位置中的每一个断面位置处的局部运动信息来得到运动信息，从而测量生物组织的三维运动。另外，由于仅考虑到两个以上的断面位置处的局部运动信息来得到运动信息，因此不必计算断面位置之间的部分处的位移，从而可以在短时间内得到运动信息。

[0018] 而且，由于在所显示的断层图像上指定测量图像区域，因此可以容易地指定用于得到运动信息的测量图像区域。

[0019] 在第二、第四和第六方面的发明中，针对生物组织的一个以上的断面位置中的每一个断面位置显示一个断层图像，响应于在所显示的断层图像上指定了测量图像区域，计算表示测量图像区域中的生物组织的运动状态的局部运动信息，并且显示局部运动信息。

[0020] 根据本发明，由于在所显示的断层图像上指定测量图像区域，因此可以容易地指定用于得到局部运动信息的测量图像区域。

#### 附图说明

[0021] 图 1 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的整体结构的例子的示意性框图。

[0022] 图 2 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的超声波扫描形态的例子的示意性说明图。

[0023] 图 3 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的超声波扫描形态的例子的示意性说明图。

[0024] 图 4 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的操作状况的例子的流程图。

[0025] 图 5 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的显示画面的显示状况的例子的示意图。

[0026] 图 6 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的显示画面的显示状况的例子的示意图。

[0027] 图 7 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的处理的例子的流程图。

[0028] 图 8 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的处理的示意性说明图。

[0029] 图 9 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的处理的例子的流程图。

[0030] 图 10 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的处理的示意性说明图。

[0031] 图 11 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的处理的例子的流程图。

[0032] 图 12 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的处理的示意性说明图。

[0033] 图 13 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的处理的例子的流程图。

[0034] 图 14 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的处理的示意性说明图。

[0035] 图 15 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的变形的整体结构的例子的示意性框图。

[0036] 图 16 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的变形的处理的示意性说明图。

[0037] 图 17 是示出本发明的优选实施方式的超声波诊断装置的整体结构的例子的示意性框图。

[0038] 附图标记说明

[0039] 1 :超声波诊断装置

[0040] 2 :二维超声波探头

[0041] 3 :收发器

[0042] 4 :信号处理器

[0043] 41 :B 模式处理部分

[0044] 5 :图像处理器

[0045] 51 :体数据生成部分

[0046] 52 :MPR 处理部分

[0047] 6 :计算处理器

[0048] 61 :位移计算部分

[0049] 62 :运动信息计算部分

[0050] 7 :存储器

[0051] 71、72 :医用图像处理程序

[0052] 8 :用户接口

[0053] 81 :显示部分

[0054] 82 :操作部分

[0055] 9 :控制器

[0056] P :二维扫描面

- [0057] R :三维扫描区域
- [0058] X :主扫描方向
- [0059] Y :副扫描方向
- [0060] m1 ~ m6 :内膜位置图像
- [0061] M1 ~ M6 :外膜位置图像
- [0062] 1000 :医用图像处理装置

### 具体实施方式

[0063] 以下参照附图详细说明本发明的优选实施方式的超声波诊断装置、医用图像处理装置和医用图像处理程序。

[0064] < 第一实施方式 >

[0065] 说明本发明实施方式的超声波诊断装置。图 1 示出本发明的超声波诊断装置的整体结构的例子。图 1 所示的超声波诊断装置 1 是用于取得例如示出心脏等生物组织的形状的图像或示出血流状态的图像的装置,包括二维超声波探头 2、收发器 3、信号处理器 4、图像处理器 5、计算处理器 6、存储器 7、用户接口 8 和控制器 9。以下说明构成超声波诊断装置 1 的各个部分的详细例子。

[0066] { 存储器、用户接口和控制器 }

[0067] 首先说明存储器 7、用户接口 8 和控制器 9。存储器 7 例如由硬盘驱动器等存储设备构成。在存储器 7 中,预先存储用于使超声波诊断装置 1 执行本发明的特征性操作的医用图像处理程序 71。另外,在存储器 7 中,存储超声波图像的图像数据和该图像数据附带的附带信息(DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine,医用数字成像和通信))等各种数据。

[0068] 用户接口 8 上设置有显示部分 81 和操作部分 82。显示部分 81 对应于本发明的“显示器”的例子,由液晶显示器或 CRT(阴极射线管)显示器等任意的显示设备构成。显示部分 81 显示由超声波诊断装置 1 取得的超声波图像等图像和 DICOM 附带信息等。信息。

[0069] 操作部分 82 由鼠标、轨迹球、操纵杆、控制面板和键盘等任意的操作设备或输入设备构成。

[0070] 特别是,操作部分 82 作为用于在显示部分 81 上显示的超声波图像(断层图像)上指定测量图像区域的“指定部分”。测量图像区域是用作测量生物组织的运动状态的基准的、断层图像上的区域(实际上是对应于该区域的图像数据)。超声波诊断装置 1 进行操作,以便通过利用超声波三维地扫描生物组织并重复三维扫描操作来生成按时间序列的一系列体数据,并且根据该一系列体数据中的一个来生成生物组织的断层图像的图像数据,详细内容将后述。操作部分 82 用于在断层图像上指定测量图像区域。超声波诊断装置 1 进行操作,以便通过分析所指定的测量图像区域如何按时间序列变化来测量生物组织的运动状态。

[0071] 控制器 9 包括 CPU 等微处理器,并且根据医用图像处理程序 71 控制超声波诊断装置 1 的各个部分。特别是,控制器 9 执行用于在显示部分 81 上显示图像和画面的处理。另外,控制器 9 执行用于使超声波诊断装置 1 响应于从操作部分 82 输出的操作信号来执行操作的处理。

[0072] { 二维超声波探头 }

[0073] 以往,二维超声波探头 2(可以简称为超声波探头 2)具有多个二维(例如矩阵状(格子状))设置的超声波换能器(未示出)。这多个超声波换能器由后述的收发器 3 个别地驱动。

[0074] 图 2 和图 3 示出由二维超声波探头 2 进行的超声波扫描形态。如图 2A 所示,超声波探头 2 通过在主扫描方向 X 上利用从超声波换能器的排列面输出的超声波(束)进行扫描,形成放射状(扇形形状)的二维扫描面 P。另外,如图 2B 所示,超声波探头 2 通过在垂直于主扫描方向 X 的副扫描方向 Y 上利用超声波进行扫描,顺序形成在副扫描方向 Y 上排列的扇形形状的二维扫描面 P1、P2、... Pn。从而,如图 3 所示,形成三维扫描区域 R。

[0075] 副扫描方向 Y 对应于本发明的“预定方向”,主扫描方向 X 对应于“与预定方向垂直的方向”。二维扫描面 P1 ~ Pn 形成在“沿预定方向的多个(n 个)位置”上。

[0076] { 收发器 }

[0077] 收发器 3 包括通过向超声波探头 2 提供电信号来产生超声波的发送器和用于接收从接收到超声波的反射波的超声波探头 2 输出的回声信号(接收信号)的接收器(未图示)。

[0078] 收发器 3 的发送器包括未图示的时钟产生电路、发送延迟电路和脉冲发生器电路。时钟产生电路是用于产生决定超声波的发送定时和发送频率的时钟信号的电路。发送延迟电路是通过在超声波发送时施加延迟来执行发送聚焦的电路。脉冲发生器电路将对应数量的脉冲发生器内置到各个超声波换能器的各个路径(信道)上并且进行操作,以便在延迟后的发送定时产生驱动脉冲并提供给超声波探头 2 的各个超声波换能器。

[0079] 另外,收发器 3 的接收器包括未示出的前置放大器电路、A/D 转换电路和接收延迟/加法电路。前置放大器电路针对每个接收信道放大从超声波探头 2 的每个超声波换能器输出的回声信号。A/D 转换电路执行放大后的回声信号的 A(模拟)/D(数字)转换。接收延迟/加法电路向经过 A/D 转换的回声信号提供用于决定接收指向性的延迟时间,并使其相加。通过加法处理,来自与接收指向性一致的方向的反射分量被强调。可将进行了加法处理的信号称为“RF 数据(或原始数据)”等。收发器 3 将所取得的 RF 信号输入信号处理器 4。

[0080] { 信号处理器 }

[0081] 信号处理器 4 根据从收发器 3 输入的 RF 数据执行用于使回声信号的振幅信号可视化的信号处理。由信号处理器 4 生成的数据被送往控制器 9,以在用户接口 8 的显示部分 81 上显示,或者被输入图像处理器 5。信号处理器 4 主要包括 B 模式处理部分 41、多普勒处理部分 42 和 CMF 处理部分 43。

[0082] (B 模式处理部分)

[0083] B(亮度)模式处理部分 41 根据 RF 数据生成 B 模式超声波光栅数据。更具体地说,B 模式处理部分 41 对 RF 数据执行带通滤波处理并检测输出信号的包络,对所检测的数据执行利用对数变换的压缩处理。从而,针对二维扫描面 P1 ~ Pn 中的每一个生成将信号强度表现为辉度的亮度的断层图像的图像数据。B 模式处理部分 41 对应于本发明的“第一断层图像生成部分”的例子。

[0084] (多普勒处理部分)

[0085] 多普勒处理部分 42 例如通过脉冲多普勒方法 (PW 多普勒方法) 或连续波多普勒方法 (CW 多普勒方法) 来生成生物组织中的血流信息。

[0086] 在脉冲多普勒方法中, 可以使用脉冲波来检测由特定深度 (离超声波探头 2 的距离) 处的血流的多普勒效应引起的超声波频率位移 (多普勒位移频率分量)。这样, 由于脉冲多普勒方法具有好的距离分辨率, 因此脉冲多普勒方法适合用于血流或特定部位的组织的深度测量。在实施脉冲多普勒方法时, 多普勒处理部分 42 通过对具有指定大小的血流观察区域中的信号进行相位检测, 从自收发器 3 输入的 RF 数据中提取多普勒位移频率分量, 并且执行 FFT (快速傅立叶变换) 处理, 来生成示出多普勒频率分布的数据, 该多普勒频率分布表示血流观察区域中的血流速度。

[0087] 另外, 与脉冲多普勒方法不同, 连续波多普勒方法使用连续波来得到叠加了超声波发送 / 接收方向 (具有图 2A 所示的扇形形状的二维扫描面 P 上的直径方向) 上的所有部位的多普勒位移频率分量的信号, 即, 示出超声波路径上的所有血流状态的信号。连续波多普勒方法具有测量速度优良的优点。在实施连续波多普勒方法时, 多普勒处理部分 42 通过对在血流观察的采样线上接收的信号进行相位检测, 从自收发器 3 输入的 RF 数据中提取多普勒位移频率分量, 并且执行 FFT 处理, 从而生成示出多普勒频率分布的数据, 该多普勒频率分布表示采样线上的血流速度。

[0088] (CFM 处理器)

[0089] CFM (Color Flow Mapping, 彩色血流成像) 处理器 43 在执行彩色血流成像方法时进行操作, 彩色血流成像方法用彩色将生物组织的血流信息叠加到单色 B 模式图像上, 并实时地进行显示。所显示的血流信息的例子包括血流的速度、分散、能力等。血流信息作为二进制信息而得到。更具体地说, CFM 处理器 43 包括相位检测电路、MTI (Moving Target Indication, 运动目标指示) 滤波器、自相关器、流速 / 分散运算器等。CFM 处理器 43 执行高通滤波处理 (MTI 滤波处理) 以得到表示生物组织的形状的形态信号和表示血流的血流信号, 从而通过自相关处理在多个位置处得到血流信息, 例如血流速度、血流分散和血流能力。另外, 为了减少形态信号, 可以执行非线性处理等。

[0090] { 图像处理器 }

[0091] 图像处理器 5 根据信号处理器 4 生成的数据来执行各种图像处理。例如, 图像处理器 5 包括 DSC (Digital Scan Converter, 数字扫描转换器) 并执行将与超声波扫描同步的、由信号处理器 4 生成的数据转换成用于显示的数据 (电视扫描方式的数据) 的处理, 即扫描转换处理。

[0092] 另外, 图像处理器 5 包括后述的体数据生成部分 51 和 MPR 处理部分 52。

[0093] (体数据生成部分)

[0094] 体数据生成部分 51 对信号处理器 4 的 B 模式处理部分 41 生成的二维扫描面 P1 ~ Pn 中的每一个的图像数据执行插值处理, 生成体数据 (体素数据)。体数据生成部分 51 对应于“体数据生成部分”的例子, 例如包括 DSC 或微处理器。

[0095] 当显示了基于体数据的伪三维图像时, 图像处理器 5 对体数据执行体呈现 (rendering) 处理、MIP (Maximum Intensity Projection, 最大强度投影) 处理等。

[0096] (MPR 处理部分)

[0097] MPR (Multi Planar Reconstruction, 多平面重建) 处理器 52 根据体数据生成部

分 51 生成的体数据执行断面转换处理,以生成任意断面中的断层图像的图像数据。MPR 处理部分 52 对应于“第二断层图像生成部分”的例子,例如包括 DSC、微处理器等。另外,MPR 处理部分 52、体数据生成部分 51 和信号处理器 4 的 B 模式处理部分 41 作为本发明的“图像生成部分”的例子。

[0098] { 计算处理器 }

[0099] 计算处理器 6 被用于根据图像处理器 5 的 MPR 处理部分 52 生成的断层图像的图像数据来计算表示生物组织的局部运动状态的局部运动信息或表示更大范围的运动状态的运动信息,并且作为本发明的“计算器”的例子。

[0100] 例如,当生物组织是心脏时,由计算处理器 6 得到的局部运动信息的例子包括心脏壁厚的变化、变化的速度、心脏壁的运动变形、变形率、心脏壁的内膜或外膜的旋转角度、旋转角度的速度(旋转速度)、内膜和外膜的相对旋转角度等(详情后述)。

[0101] 另外,运动信息的例子例如包括心脏壁的扭转运动、该扭转运动的速度、伸/缩(缩短)、伸/缩的速度、心脏壁运动的变形、变形率、相对旋转梯度等(详情后述)。

[0102] 计算处理器 6 包括 CPU 等微处理器。计算处理器 6 设置有位移计算部分 61 和运动信息计算部分 62。

[0103] ( 位移计算部分 )

[0104] 位移计算部分 61 按照时间序列跟踪由操作部分 82 在断层图像上指定的测量图像区域,以便计算该测量图像区域(中的生物组织)的按时间序列的位移。测量图像区域的位移对应于本发明的“局部运动信息”的例子。

[0105] 可以通过用图像之间的时间间隔(帧间隔)来除按时间序列的二维或三维图像之间的位移,得到位移速度。相反,可以通过用图像之间的时间间隔来乘测量图像区域的位移速度,得到图像之间的位移。即,当给出图像之间的时间间隔时,可以认为位移与速度彼此同义。在该意义上,可以认为在本发明中位移和速度彼此同一。

[0106] 以下更详细地说明位移计算部分 61 的操作。如上所述,超声波诊断装置 1 生成生物组织的按时间序列的一系列体数据,并且根据一个体数据(特定时间(特定相位)的体数据)生成断层图像的图像数据。然后,在断层图像上指定测量图像区域。位移计算部分 61 按时间序列追踪测量图像区域在不同时间(时间相位)的体数据中位移多少。这样,可以将按时间序列追踪体数据中的测量图像区域的位移的处理称为“三维跟踪”。

[0107] 另外,位移计算部分 61 能够在与断层图像相同的断面位置处的不同时间(时间相位)的断层图像中按时间序列跟踪在断层图像上指定的测量图像区域位移多少。可以将这样的追踪处理称为“二维跟踪”。二维跟踪以下述方式执行:根据按时间序列的体数据生成断面位置处的按时间序列的断层图像的图像数据,并在按时间序列的断层图像的图像数据中跟踪位移。另外,可以通过跟踪按时间序列的体数据的断面位置处的位移来进行二维跟踪。

[0108] 这样的跟踪处理可以利用已知方法来进行。例如,与上述专利文献 1 所公开的方法相同,可以如下进行二维跟踪:从在按时间序列的多个断层图像上指定的各个测量图像区域提取特征点,并且根据特征点来指定测量点。然后,根据测量点设定具有包括预定数量以上的特征点的大小的模板,使用该模板进行两个断层图像(测量图像区域)的相关处理(图案匹配处理),从而进行每个测量点的位移的计算。

[0109] 另外,在三维跟踪中,同样地根据体数据来设定三维模板,使用该三维模板来进行对不同时间(时间相位)的两个体数据的图案匹配处理,以计算每个测量点的位移。

[0110] 另外,可以仅在测量图像区域(例如后述的图5所示的内膜位置图像m1)中指定特征点和测量点,或者可以在测量图像区域以外的区域中指定,例如测量图像区域的边界之间的区域(例如与由内膜位置图像m1和外膜位置图像M1包围的心脏壁的断面对应的图像区域)、测量图像区域附近的区域等。在任何情况下,都可以应用任意跟踪方法,从而可以计算所指定的测量图像区域的按时间序列的位移。

[0111] 通过二维跟踪或三维跟踪得到的测量点的位移可以直接作为测量图像区域的位移。另外,可以根据测量点的位移来计算测量图像区域的边界(例如后述的图6所示的内膜位置图像m1~m3或外膜位置图像M1~M3)的位移,并且将边界的位移用作测量图像区域的位移。

[0112] 这样,位移计算部分61在一个断层图像中所指定的测量图像区域中指定多个测量点,针对每帧的断层图像分别得到测量点的位置。然后,位移计算部分根据每帧的断层图像的测量点的位置,计算每个测量点的按时间序列的位移,并且根据每个测量点的位移计算所指定的测量图像区域的位移。

[0113] (运动信息计算部分)

[0114] 运动信息计算部分62执行根据位移计算部分61计算的测量图像区域的位移来计算表示生物组织的(更大范围的)运动状态的运动信息的处理。运动信息计算部分62计算运动信息的处理的详细例子将后述。

[0115] [操作状况]

[0116] 参照图4~14说明本实施方式的具有上述结构的超声波诊断装置1的操作状况的例子。这里说明评价心脏运动状态的情况。以下参照图4~6说明超声波图像取得操作和测量图像区域指定操作,然后参照图7~14说明测量图像区域跟踪处理和运动信息计算处理。

[0117] {超声波图像的取得和测量图像区域的指定}

[0118] 首先取得作为评价运动状态的对象的心脏的超声波图像。为了进行该取得,当在超声波探头被放置在被检查人的心脏附近(一般在心脏的心尖部的附近)的体表上的状态下执行预定操作时,收发器3在控制器9的控制下控制超声波探头2,以便执行心脏的三维超声波扫描(图2和3所示的超声波扫描)(S01)。

[0119] 超声波诊断装置1重复地执行三维超声波扫描。此时,最好将三维超声波扫描重复执行不少于一个心跳周期(心跳的一个周期,例如在心电图中从当前的R波到下一个R波)的时间。

[0120] 接着,收发器3将从超声波探头2依次输出的回声信号转换成RF数据,并依次输入信号处理器4。信号处理器4的B模式处理部分41根据RF数据依次生成每个二维扫描面P1~Pn中的断层图像的图像数据(S02)。将生成的图像数据输入图像处理器5。当事先得到了体数据时,可以通过对体数据执行MPR处理等来生成断层图像的图像数据。

[0121] 接着,图像处理器5的体数据生成部分51依次对二维扫描面P1~Pn中的断层图像的图像数据执行插值处理,依次生成对应于一个三维超声波扫描的三维扫描区域R中的体数据(S03)。这样得到按时间序列的多个体数据。

[0122] 然后,MPR 处理部分 52 根据所生成的多个体数据中的一个生成心脏的预定断面位置处的断层图像的图像数据。在本实施方式中,生成心尖四腔像(可以称为心尖四腔断层)的图像数据和心尖二腔像(可以称为心尖二腔断层)的图像数据(S04)。这里,心尖四腔像和心尖二腔像都对应于沿心脏长轴方向的断面位置处的断面图像,并且它们的断面位置彼此正交。

[0123] 控制器 9 控制显示部分 81 以显示基于在步骤 S04 中生成的图像数据的断层图像(心尖四腔像和心尖二腔像)(S05)。图 5 示出此时的显示状况的例子。在图 5 中,显示部分 81(其显示画面)设置有基于在步骤 S04 中生成的图像数据的断面位置指定图像显示部分 81A 和 81B。在图 5 中,在断面位置指定图像显示部分 81A 上显示心尖四腔像,在断面位置指定图像显示部分 81B 上显示心尖二腔像。

[0124] 另外,在利用心电同步的超声波诊断的情况下,在显示部分 81 的心电图显示部分 81F 上显示心电图。在心电图显示部分 81F 上显示表示取得断面位置指定图像显示部分 81A 和 81B 上显示的断层图像的时间(时间相位和时刻)的时间光标 T。在图 5 中,时间光标 T 位于心电图的 R 波的时间相位。这里,可以构成为时间光标 T 可以沿心电图的时间方向(水平方向)移动(例如拖放),从体数据生成时间光标 T 的目的地时间(时间相位)的断层图像,并显示在断面位置指定图像显示部分 81A 和 81B 上。

[0125] 断面位置指定光标 C1、C2 和 C3 设置在断面位置指定图像显示部分 81B 的水平位置上。例如,当观察心尖四腔像或心尖二腔像时,用户操作操作部分 82 的鼠标,沿垂直方向(心脏的长轴方向)拖放断面位置指定光标 C1 ~ C3,从而指定断面位置(S06)。

[0126] 控制器 9 例如根据心尖四腔像(和/或心尖二腔像)的显示画面中的坐标和断面位置指定光标 C1 ~ C3 的显示画面中的坐标,决定心尖四腔像的图像数据上的、指定的断面位置的坐标,并将其发送给图像处理器 5。

[0127] MPR 处理部分 52 根据从控制器 9 发送的坐标信息和在步骤 S03 中生成的多个体数据,在每个指定的断面位置上生成在心脏的短轴方向上具有断面的断层图像的图像数据(S07)。此时,MPR 处理部分 52 针对多个体数据中的每一个,生成每个指定的断面位置上的断层图像的图像数据。

[0128] 控制器 9 控制显示部分 81 的断层图像显示部分 81C、81D 和 81E,以显示基于从与在步骤 S04 中生成的体数据相同的体数据生成的图像数据的断层图像(S08)。在步骤 S07 中,首先生成在步骤 S08 的显示处理中涉及的图像数据,其它图像数据的生成处理可以在步骤 S08 的处理之后在后台进行。

[0129] 在图 5 所示的例子中,将断面位置指定光标 C1 ~ C3 分别放置到心脏的心尖部水平、乳头肌水平和心基部水平。在这种情况下,利用断面位置指定光标 C1 指定的心尖部水平的断层图像(心尖部短轴图像 G1)显示在断层图像显示部分 81C 上。利用断面位置指定光标 C2 指定的乳头肌水平的断层图像(乳头肌短轴图像 G2)显示在断层图像显示部分 81D 上。利用断面位置指定光标 C3 指定的心基部水平的断层图像(心基部短轴图像 G3)显示在断层图像显示部分 81E 上。

[0130] 用户操作操作部分 82,在断层图像显示部分 81C、81D 和 81E 中的每一个上显示的断层图像上指定测量图像区域(S09)。该操作例如可以通过拖动鼠标向断层图像输入表示测量图像区域的边界来进行。

[0131] 图 6 示出在图 5 所示的心尖部短轴图像 G1、乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 上指定测量图像区域的状况的例子。在各短轴图像 G1 ~ G3 的内侧示出的虚线表示内膜,在外侧示出的虚线表示外膜。在观察所显示的短轴图像 G1 ~ G3 时,用户操作操作部分 82 以描绘内膜和外膜,从而输入表示测量图像区域的线。

[0132] 这样,如图 6 所示,在心尖部短轴图像 G1 中,输入通过描绘心脏壁的内膜而得到的内膜位置图像 m1 和通过描绘外膜而得到的外膜位置图像 M1。在乳头肌短轴图像 G2 中,输入通过描绘心脏壁的内膜而得到的内膜位置图像 m2 和通过描绘外膜而得到的外膜位置图像 M2。在心基部短轴图像 G3 中,输入通过描绘心脏壁的内膜而得到的内膜位置图像 m3 和通过描绘外膜而得到的外膜位置图像 M3。

[0133] 从而结束超声波图像取得操作和测量图像区域指定操作。

[0134] { 测量图像区域跟踪处理和运动信息计算处理 }

[0135] 接着,参照图 7 ~ 14 说明测量图像区域跟踪处理(位移计算处理)和运动信息计算处理。以下针对要取得的每个运动信息来进行说明。以下说明的每个处理在图 4 所示的流程图的步骤 S09 之后执行。以下说明的多个处理可以依次执行,也可以并行执行。而且,不必个别地执行在不同处理中执行的相同过程。

[0136] (运动信息:扭转运动)

[0137] 首先参照图 7 和图 8 说明取得心脏壁的扭转运动状态作为运动信息的处理。当在断层图像显示部分 81C、81D 和 81E 中的每一个上显示的断层图像上指定了测量图像区域时(步骤 S09),位移计算部分 61 根据针对按时间序列的多个体数据中的每一个生成的断层图像的图像数据(S07),执行内膜位置图像 m1 的二维跟踪,从而计算内膜位置图像 m1 绕着与心尖部短轴图像 G1 的断面正交的方向(心脏的长轴方向)上的轴的旋转角度(局部运动信息)。同样,在乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 中,位移计算部分计算内膜位置图像 m2 和 m3 绕着心脏的长轴方向上的轴的旋转角度(局部运动信息)(S11)。代替内膜位置图像 m1、m2 和 m3,也可以计算外膜位置图像 M1、M2、M3 的旋转角度。

[0138] 此时,位移计算部分 61 例如针对每个时间相位计算内膜位置图像 m1、m2、m3 的旋转角度,作为在步骤 S09 中输入内膜位置图像 m1 等的时间相位(基准时间相位)的旋转角度。位移计算部分可以依次计算按时间序列相邻的帧(即连续帧)中的内膜位置图像 m1、m2 和 m3 的旋转角度。

[0139] 运动信息计算部分 62 计算内膜位置图像 m1 的旋转角度与内膜位置图像 m2 的旋转角度之差(相对旋转角度)(S12)。同样,运动信息计算部分计算内膜位置图像 m2 的旋转角度与内膜位置图像 m3 的旋转角度之差(相对旋转角度)(S13)。相对旋转角度对应于本发明的“差信息”的例子。

[0140] 参照图 8 详细说明步骤 S12 和 S13 中的处理。在断层图像显示部分 81C、81D 和 81E 中,例如将逆时针方向定义为正旋转方向(+ $\theta$  方向)。另外,内膜位置图像 m1 的旋转角度用  $\theta_1$  指示,内膜位置图像 m2 的旋转角度用  $\theta_2$  指示,内膜位置图像 m3 的旋转角度用  $\theta_3$  指示。

[0141] 此时,利用  $\Delta \theta_{12} = \theta_1 - \theta_2$  (或  $\theta_2 - \theta_1$ ) 得到在步骤 S12 中计算的相对旋转角度  $\Delta \theta_{12}$ 。利用  $\Delta \theta_{23} = \theta_2 - \theta_3$  (或  $\theta_3 - \theta_2$ ) 得到在步骤 S13 中计算的相对旋转角度  $\Delta \theta_{23}$ 。

[0142] 在步骤 S12 中得到的相对旋转角度  $\Delta \theta_{12}$  是表示心尖部短轴图像 G1 与乳头肌短轴图像 G2 的断面位置之间的心脏壁的扭转运动的状态（大小）的信息。即，当相对旋转角度  $\Delta \theta_{12} = 0$  ( $\theta_1 = \theta_2$ ) 时，可以认为，在断面位置之间的任意位置上，心脏壁在相同方向上旋转相同角度，并且在旋转方向上没有扭转。

[0143] 而在  $|\Delta \theta_{12}| \neq 0$  的情况下，在断面位置之间旋转角度存在差异，并且心脏壁在旋转角度方向上扭转。随着相对旋转角度  $\Delta \theta_{12}$  的绝对值变大，心脏壁的扭转变大。例如，当  $\theta_1$  和  $\theta_2$  的符号彼此不同时，即，当内膜位置图像 m1 的旋转方向与内膜位置图像 m2 的旋转方向彼此相反时，相对旋转角度  $\Delta \theta_{12}$  的绝对值相对较大。

[0144] 同样，在步骤 S13 中得到的相对旋转角度  $\Delta \theta_{23}$  是表示乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 的断面位置之间的心脏壁的扭转运动的大小的信息。

[0145] 控制器 9 控制显示部分 81，以显示在步骤 S12 和 S13 中计算的相对旋转角度  $\Delta \theta_{12}$  和  $\Delta \theta_{23}$ ，作为表示心脏壁的扭转运动的大小的运动信息 (S14)。用户可以通过参照所显示的相对旋转角度  $\Delta \theta_{12}$  和  $\Delta \theta_{23}$ ，来把握心脏壁的扭转运动的大小。这里，还可以分别计算心脏壁的内膜和外膜的相对旋转角度，并且根据两个相对旋转角度评价扭转运动的大小（例如通过得到两个相对旋转角度的平均）。

[0146] 通过利用时间对相对旋转角度  $\Delta \theta_{12}$  进行微分，可以得到内膜位置图像 m1 和 m2 之间的心脏壁的扭转运动的速度。同样，通过利用时间对相对旋转角度  $\Delta \theta_{23}$  进行微分，可以得到内膜位置图像 m2 和 m3 之间的心脏壁的扭转运动的速度。然后，可以构成为在显示部分 81 上显示速度。这里，“微分”包括用得到相对旋转角度的帧之间的时间间隔来除相对旋转角度的处理以及通常的微分计算。

[0147] （运动信息：相对旋转梯度）

[0148] 参照图 9 和图 10 说明取得心脏壁的相对旋转梯度作为运动信息的处理。相对旋转梯度是表示心脏壁的扭转运动的程度的信息。

[0149] 首先，与图 7 所示的步骤 S11 同样，位移计算部分 61 计算心尖部短轴图像 G1 的内膜位置图像 m1 的旋转角度  $\theta_1$ 、乳头肌短轴图像 G2 的内膜位置图像 m2 的旋转角度  $\theta_2$ 、心基部短轴图像 G3 的内膜位置图像 m3 的旋转角度  $\theta_3$  (S21)。

[0150] 接着，与步骤 S12 和 S13 同样，运动信息计算部分 62 计算内膜位置图像 m1 的旋转角度  $\theta_1$  与内膜位置图像 m2 的旋转角度  $\theta_2$  的相对旋转角度  $\Delta \theta_{12}$  (S22)，并且计算内膜位置图像 m2 的旋转角度  $\theta_2$  与内膜位置图像 m3 的旋转角度  $\theta_3$  的相对旋转角度  $\Delta \theta_{23}$  (S23)。

[0151] 接着，运动信息计算部分 62 计算心尖部短轴图像 G1 和乳头肌短轴图像 G2 之间的距离 d12 (S24)，并且计算乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 之间的距离 d23 (S25)。距离 d12 和 d23 例如可以根据在步骤 S06 之后由控制器 9 得到的心尖部短轴图像 G1、乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 的断面位置的坐标来计算。

[0152] 另外，如图 10 所示，运动信息计算部分 62 利用在步骤 S24 中得到的距离 d12 来除在步骤 S22 中得到的相对旋转角度  $\Delta \theta_{12}$ ，以计算内膜位置图像 m1 和内膜位置图像 m2 之间的相对旋转梯度 ( $\delta \theta_{12} = \Delta \theta_{12}/d12$ ) (S26)。同样，运动信息计算部分 62 利用在步骤 S25 中得到的距离 d23 来除在步骤 S23 中得到的相对旋转角度  $\Delta \theta_{23}$ ，以计算内膜位置图像 m2 和内膜位置图像 m3 之间的相对旋转梯度 ( $\delta \theta_{23} = \Delta \theta_{23}/d23$ ) (S27)。

[0153] 控制器 9 控制显示部分 81, 以显示在步骤 S26 和 S27 中计算的相对旋转梯度  $\delta \theta_{12}$  和  $\delta \theta_{23}$ , 作为表示心脏壁的扭转运动的程度的运动信息 (S28)。

[0154] 相对旋转梯度  $\delta \theta_{12}$  表示心尖部水平和乳头肌水平的内膜之间的每单位距离的扭转的大小。相对旋转梯度  $\delta \theta_{23}$  表示乳头肌水平和心基部水平的内膜之间的每单位距离的扭转的大小。即, 相对旋转梯度  $\delta \theta_{12}$  和  $\delta \theta_{23}$  是表示心脏壁 (内膜) 的扭转程度的运动信息。用户可以通过参照所显示的相对旋转梯度  $\delta \theta_{12}$  和  $\delta \theta_{23}$  来掌握心脏壁的扭转运动的程度。还可以针对心脏壁的内膜和外膜来计算相对旋转梯度, 并根据两个相对旋转梯度来评价扭转运动的程度 (例如从两个相对旋转梯度得到平均)。

[0155] (运动信息: 长轴方向的伸缩)

[0156] 参照图 11 和图 12 说明取得心脏壁的长轴方向的伸缩 (缩短) 作为运动信息的处理。

[0157] 首先, 位移计算部分 61 根据按时间序列的多个个体数据 (S03) 分别对心尖部短轴图像 G1 的内膜位置图像 m1、乳头肌短轴图像 G2 的内膜位置图像 m2 和心基部短轴图像 G3 的内膜位置图像 m3 执行三维跟踪, 从而分别针对内膜位置图像 m1、内膜位置图像 m2、内膜位置图像 m3 计算指定了测量图像区域的断层图像的三维位移 ( $\Delta x_1$ 、 $\Delta y_1$ 、 $\Delta z_1$ )、( $\Delta x_2$ 、 $\Delta y_2$ 、 $\Delta z_2$ )、( $\Delta x_3$ 、 $\Delta y_3$ 、 $\Delta z_3$ ) (S31)。位移对应于“局部运动信息”的例子。位移计算部分可以计算外膜位置图像 M1、M2 和 M3 的三维位移, 来代替内膜位置图像 m1、m2 和 m3。

[0158] 此时, 例如针对每个时间相位, 位移计算部分 61 计算内膜位置图像 m1、m2 和 m3 的三维位移, 作为相对于在步骤 S09 中输入内膜位置图像 m1 等的基准时间相位的三维位移。位移计算部分可以依次计算连续帧中的内膜位置图像 m1、m2 和 m3 的三维位移。

[0159] 另外,  $\Delta x$  和  $\Delta y$  分别指示图 2 和图 3 所示的 X 方向 (方向的一侧为 +X 方向) 和 Y 方向上的位移。包括 X 方向和 Y 方向的平面平行于心尖部短轴图像 G1、乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 的断面。另外,  $\Delta z$  指示与 X 方向和 Y 方向正交的 Z 方向 (例如当从乳头肌水平看时, 心尖部方向是 -Z 方向, 心基部方向是 +Z 方向) 上的位移。Z 方向平行于心脏的长轴方向。

[0160] 另外, 位移计算部分 61 从三维位移 ( $\Delta x_1$ 、 $\Delta y_1$ 、 $\Delta z_1$ )、( $\Delta x_2$ 、 $\Delta y_2$ 、 $\Delta z_2$ )、( $\Delta x_3$ 、 $\Delta y_3$ 、 $\Delta z_3$ ) 中提取 Z 方向 (长轴方向) 上的位移  $\Delta z_1$ 、 $\Delta z_2$  和  $\Delta z_3$  (S32)。

[0161] 这里, 假定心尖部短轴图像 G1 等的断面平行于 XY 平面。但是, 即使当心尖部短轴图像 G1 等的断面不平行于 XY 平面时, 也可以通过在 Z 方向上投影三维位移 (向量) 而容易地计算 Z 方向上的位移。

[0162] 接着, 如图 12 所示, 运动信息计算部分 62 计算内膜位置图像 m1 在 Z 方向上的位移  $\Delta z_1$  与内膜位置图像 m2 在 Z 方向上的位移  $\Delta z_2$  之差, 以得到心尖部水平与乳头肌水平之间的心脏壁的伸缩  $\Delta z_{12} = \Delta z_1 - \Delta z_2$  (或  $\Delta z_2 - \Delta z_1$ ) (S33)。同样, 运动信息计算部分 62 计算内膜位置图像 m2 在 Z 方向上的位移  $\Delta z_2$  与内膜位置图像 m3 在 Z 方向上的位移  $\Delta z_3$  之差, 以得到乳头肌水平与心基部水平之间的心脏壁的伸缩  $\Delta z_{23} = \Delta z_2 - \Delta z_3$  (或  $\Delta z_3 - \Delta z_2$ ) (S34)。伸缩  $\Delta z_{12}$  和  $\Delta z_{23}$  对应于“差信息”的例子。

[0163] 控制器 9 控制显示部分 81, 以显示在步骤 S33 和 S34 中计算的心脏壁的伸缩  $\Delta z_{12}$  和  $\Delta z_{23}$ , 作为表示心脏壁的伸缩的大小的运动信息 (S35)。用户可以通过参照所显示的心脏壁的伸缩  $\Delta z_{12}$  和  $\Delta z_{23}$ , 来把握心脏壁的伸缩的大小。

[0164] 还可以针对内膜和外膜中的每一个分别计算心脏壁的伸缩,并根据两个伸缩的值来评价伸缩的大小(例如从两个伸缩值得到平均)。

[0165] 另外,通过利用时间对伸缩  $\Delta z_{12}$  进行微分,可以得到内膜位置图像 m1 和 m2 之间的心脏壁的伸缩运动的速度。同样,通过利用时间对相对旋转角度  $\Delta z_{23}$  进行微分,可以得到内膜位置图像 m2 和 m3 之间的心脏壁的伸缩运动的速度。然后,可以构成为在显示部分 81 上显示速度。这里,“微分”具有与上述相同的含义。

[0166] (运动信息:长轴方向的变形)

[0167] 参照图 13 和图 14 说明取得心脏壁的长轴方向的变形作为运动信息的处理。变形是表示心脏壁的变形大小的程度的信息,表示心脏壁的变形状态。

[0168] 首先,与取得长轴方向的收缩的情况同样,位移计算部分 61 分别针对内膜位置图像 m1、内膜位置图像 m2、内膜位置图像 m3 计算在其上指定了测量图像区域的断层图像的三维位移  $(\Delta x_1, \Delta y_1, \Delta z_1)$ 、 $(\Delta x_2, \Delta y_2, \Delta z_2)$ 、 $(\Delta x_3, \Delta y_3, \Delta z_3)$  (S41),并且从三维位移中提取 Z 方向(长轴方向)上的位移  $\Delta z_1$ 、 $\Delta z_2$  和  $\Delta z_3$  (S42)。

[0169] 接着,以与上述同样的方式,运动信息计算部分 62 计算心尖部水平与乳头肌水平之间的心脏壁的伸缩  $\Delta z_{12} = \Delta z_1 - \Delta z_2$  (S43),并且计算乳头肌水平与心基部水平之间的心脏壁的伸缩  $\Delta z_{23} = \Delta z_2 - \Delta z_3$  (S44)。

[0170] 与图 9 所示的步骤 S24 和 S25 同样,针对指定了测量图像区域的心尖部短轴图像 G1、乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3,运动信息计算部分 62 计算心尖部短轴图像 G1 和乳头肌短轴图像 G2 之间的距离 d12 (S45),并且计算乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 之间的距离 d23 (S46)。

[0171] 而且,运动信息计算部分 62 利用在步骤 S45 中计算的距离 d12 来除在步骤 S43 中计算的伸缩  $\Delta z_{12}$ ,以计算心尖部水平和乳头肌水平之间的长轴方向的变形  $(\delta z_{12} = \Delta z_{12}/d_{12})$  (S47)。另外,运动信息计算部分 62 利用在步骤 S46 中计算的距离 d23 来除在步骤 S44 中计算的伸缩  $\Delta z_{23}$ ,以计算乳头肌水平和心基部水平之间的长轴方向的变形  $(\delta z_{23} = \Delta z_{23}/d_{23})$  (S48)。

[0172] 控制器 9 控制显示部分 81,以显示在步骤 S47 和 S48 中计算的心脏壁的变形  $\delta z_{12}$  和  $\delta z_{23}$ ,作为表示心脏壁的变形的大小的运动信息 (S49)。用户可以通过参照所显示的心脏壁的变形  $\delta z_{12}$  和  $\delta z_{23}$ ,来把握心脏壁的变形的大小。

[0173] 还可以分别计算心脏壁的内膜和心脏壁的外膜的变形,并根据两个变形值来评价变形的大小(例如从两个变形值得到平均)。

[0174] (运动信息:长轴方向的变形率)

[0175] 说明取得心脏壁的长轴方向的变形率作为运动信息的处理。变形率是表示心脏壁的变形的时间变化率的信息,表示心脏壁的变形状态。

[0176] 在取得变形率的情况下,通过执行与图 13 所示的流程图的步骤 S41 ~ S48 同样的处理,来计算心尖部水平与乳头肌水平之间的长轴方向的变形  $\delta z_{12}$  和乳头肌水平与心基部水平之间的长轴方向的变形  $\delta z_{23}$ 。

[0177] 这里,针对两个时间相位 t1 和 t2 ( $t_1 \neq t_2$ ) 的心尖部短轴图像 G1、乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 来计算变形  $\delta z_{12}$  和  $\delta z_{23}$ 。运动信息计算部分 62 利用时间间隔  $\Delta t = |t_1 - t_2|$  来除变形  $\delta z_{12}$ ,以计算心尖部水平和乳头肌水平之间的长轴方向的变形

率。另外,运动信息计算部分利用时间间隔  $\Delta t$  来除变形  $\delta z_{23}$ ,以计算乳头肌水平与心基部水平之间的长轴方向的变形率。运动信息计算部分可以执行通常的微分运算来从变形计算变形率。

[0178] 控制器 9 控制显示部分 81,以显示所计算的心脏壁的变形率  $\delta z_{12}/\Delta t$  和  $\delta z_{23}/\Delta t$ ,作为表示心脏壁的变形的时间变化率的运动信息。用户可以通过参照所显示的心脏壁的变形率,来把握心脏壁的变形的时间变化率。

[0179] 还可以分别计算心脏壁的内膜和心脏壁的外膜的变形率,并根据两个变形率的值来评价变形的时间变化率(例如得到两个变形率的值的平均)。

[0180] [效果和优点]

[0181] 根据如上所述进行操作的超声波诊断装置 1,可以产生如下的效果和优点。

[0182] 超声波诊断装置 1 首先在生物组织(心脏)的两个以上的断面位置(例如心尖部水平、乳头肌水平和心基部水平的三个断面位置)处生成运动图像的图像数据。运动图像的图像数据是按时间序列的一系列断层图像的图像数据。在图像的实时显示中,存在由于 CPU 等的操作速度等而导致不能显示运动图像的情况。在这种情况下,例如通过对体数据执行 MPR 处理,可以仅显示断层图像。

[0183] 其次,超声波诊断装置 1 针对两个以上的断面位置显示一系列断层图像中的一个断层图像。用户通过操作操作部分 82 在所显示的每个断层图像上指定测量图像区域。当指定了测量图像区域时,超声波诊断装置 1 计算在断面位置的断层图像上指定的测量图像区域的按时间序列的位移。然后,根据针对两个以上断面位置计算的测量图像区域的位移,超声波诊断装置计算表示生物组织的运动状态的运动信息。

[0184] 这样,与利用一个断面位置处的测量图像区域的位移(局部运动信息)来测量生物组织的运动的已知方法不同,本发明的超声波诊断装置 1 在两个以上的断面位置处指定测量图像区域,并且得到两个以上测量图像区域的位移(局部运动信息),以取得运动信息。因此,可以测量生物组织的三维运动。

[0185] 特别是,根据断面位置处的测量图像区域的位移,得到不同断面位置处的相对位移(相对位移(差信息)、上述的相对旋转速度、伸缩等),从而可以根据相对位移来测量生物组织的三维运动。另外,作为根据这样的相对位移来执行测量的结果,不必对断面位置之间的部分执行数据分析(即,不必执行三维数据分析)。因此,具有可以在短时间内执行三维测量的优点。

[0186] 另外,通过根据体数据对在二维断层图像上指定的测量图像区域进行三维跟踪,可以得到测量图像区域的三维位移,从而可以进行高精度的测量。

[0187] 如果根据要取得的运动信息来选择性地进行二维跟踪和三维跟踪,则可以提高处理的效率。根据要取得的运动信息,可以构成仅能执行二维跟踪的超声波诊断装置和仅能执行三维跟踪的超声波诊断装置。

[0188] 另外,根据超声波诊断装置 1,与在所显示的伪三维图像上指定测量图像区域的已知结构不同,显示基于体数据的断层图像(MPR 图像)并且在断层图像上指定测量图像区域,从而可以容易地指定测量图像区域。

[0189] 根据超声波诊断装置 1,除了上述的运动信息,例如可以取得各种(局部)运动信息,例如心脏壁厚的变化(速度)、心脏壁在厚度方向(短轴方向)上的变形或变形率、心

脏壁的内膜或外膜绕着长轴方向的旋转角度（旋转速度）、心脏壁在绕着长轴方向的旋转方向上的变形或变形率、心脏壁的内膜或外膜在绕着长轴方向的旋转方向上的相对旋转角度。与现有技术同样，可以通过一个断层图像上的二维跟踪来得到运动信息。另外，即使当利用三维跟踪时，例如也可以利用通过在预定的视线上投影体数据而得到的图像（通过呈现处理得到的图像）来取得运动信息。

[0190] 心脏壁的厚度（壁厚）的变化可以通过针对时间相位不同的两个断层图像分别计算心脏壁的厚度并得到其差来取得。这里，心脏壁的厚度可以如下所述得到：得到与在内膜（或外膜）的任意位置处与内膜（或外膜）接触的切线正交的直线，得到该直线与内膜（或外膜）相交的位置（相交点），然后计算该任意位置与相交点之间的距离。另外，可以通过用两个断层图像之间的时间来除壁厚的变化，或者通过对壁厚的变化实施通常的微分处理（具有时间变量的微分处理），容易地得到壁厚的变化速度。

[0191] 可以通过得到壁厚的变化并且用两个断层图像中的一个断层图像（特定时间相位的断层图像）的壁厚的值来除该壁厚的变化，得到心脏壁在厚度方向上的变形。可以通过用两个断层图像的时间相位之间的时间间隔来除变形值（或者通过用时间对变形值进行微分），得到变形率。

[0192] 可以通过针对两个具有不同时间相位的断层图像得到旋转方向上的内膜（外膜）的短轴位置，并且计算一个断层图像的内膜（外膜）相对于另一个断层图像的内膜（外膜）的位置的位置，从而得到心脏壁的内膜（外膜）绕着长轴方向的旋转角度。另外，可以如上所述容易地得到旋转速度。

[0193] 通过针对两个具有不同时间相位的断层图像分别计算旋转方向上的内膜（外膜）的两个位置之间的距离，并且计算两个距离之差，用针对两个断层图像中的一个计算的距离来除该差的值，从而得到在绕着长轴方向的旋转方向上的心脏壁的形变。另外，可以通过利用两个断层图像的时间相位之间的时间间隔来除形变的值，得到形变率。

[0194] 可以通过得到两个具有不同的时间相位的断层图像中的内膜的旋转角度和外膜的旋转角度（上述），并且计算它们之差，来得到在绕着长轴方向的旋转方向上的心脏壁的内膜和外膜的相对旋转角度。

[0195] 尽管在本实施方式中指定了平行于心脏的短轴方向的测量图像区域，还可以在平行于长轴方向的断面上指定测量图像区域。在这种情况下，可以通过相关断面的断层图像上的二维跟踪处理，得到长轴方向上的扭转运动和相对旋转梯度。另外，可以通过利用体数据执行三维跟踪，来得到短轴方向上的伸缩、变形和变形率。

[0196] 而且，还可以指定平行于心脏的任意断面的测量图像区域。在这种情况下，仅从平行于测量图像区域的方向上的位移得到的运动信息可以通过平行于相关断面的方向上的断层图像上的二维跟踪来得到。另外，需要与相关断面正交的方向上的位移的运动信息可以通过利用体数据执行三维跟踪来得到。

[0197] 另外，即使在以用于生成体数据的任意扫描形态进行三维超声波扫描时，也可以执行同样的运动信息取得处理。例如，即使在旋转扫描二维扫描面时，也可以如上述实施方式那样执行处理。即，只要可以生成生物组织的体数据，则可以任意地选择超声波扫描形态。

[0198] [变形]

[0199] 上述的超声波诊断装置 1 仅仅是本发明的超声波诊断装置的一个优选的具体例。以下说明本发明的超声波诊断装置的各种变形。

[0200] [ 第一变形 ]

[0201] 该变形用于便利在基于通过对生物组织执行三维超声波扫描而得到的体数据的图像上指定测量图像区域的操作。该变形的超声波诊断装置具有类似于上述实施方式的超声波诊断装置 1 的结构。以下说明本变形的处理。

[0202] 在按时间序列的一系列断层图像的图像数据的生成之前由图像处理器 5 的 MPR 处理部分 52 执行的处理与上述实施方式相同。尽管在上述实施方式中生成了两个以上断面位置的断层图像各自的图像数据,但在本变形中仅生成一个断面位置的断层图像的图像数据。

[0203] 控制器 9 控制显示部分 81,以显示一系列断层图像中的一个断层图像。用户通过操作操作部分 82,在所显示的断层图像上指定测量图像区域。由此,可以比显示伪三维图像以便指定测量图像区域的已知结构更容易地指定测量图像区域。

[0204] 根据该变形,例如当指定平行于心脏的短轴断面的测量图像区域时,可以计算心脏壁的厚度的变化(速度)、心脏壁在厚度方向上的变形或变形率、心脏壁的内膜或外膜绕着长轴方向的旋转角度(旋转速度)、心脏壁在绕着长轴方向的旋转方向上的变形或变形率、以及心脏壁的内膜或外膜在绕着长轴方向的旋转方向上的相对旋转角度。

[0205] [ 第二变形 ]

[0206] 上述实施方式的超声波诊断装置 1 构成为由用户操作操作部分 82 以指定测量图像区域。本变形自动地进行测量图像区域指定操作。

[0207] 图 15 示出本变形的超声波诊断装置的例子。图 15 的超声波诊断装置 100 具有与上述实施方式的超声波诊断装置 1 基本相同的结构,不同点在于,图像处理器 5 设置有测量图像区域指定部分 53。另外,为了执行本变形的特征性处理,设置有不同于上述实施方式的医用图像处理程序 72。

[0208] 测量图像区域指定部分 53 分析由 MPR 处理部分 52 产生的断层图像(例如心尖部、乳头肌、心基部的短轴图像)的图像数据,并且在断层图像上指定测量图像区域。

[0209] 更具体地,测量图像区域指定部分 53 例如实施通常的边界提取处理,以分析图像数据的每个像素的像素值,从而提取生物组织的边界部分(例如心脏壁的内膜和外膜)。然后,测量图像区域指定部分 53 指定所提取的边界部分作为断层图像的测量图像区域。测量图像区域指定部分 53 对应于本发明的“指定部分”的例子,并且包括例如根据医用图像处理程序 72 进行操作的微处理器。

[0210] 由测量图像区域指定部分 53 执行的处理对应于图 4 的流程图的步骤 S09 的过程。当测量图像区域指定部分 53 进行测量图像区域指定处理时,可以在显示部分 81 上显示断层图像,也可以不显示。

[0211] 另外,为了使用户能够检查自动指定的测量图像区域,最好在显示部分 81 上显示输入了测量图像区域的断层图像。此时,最好构成为可以使用操作部分 82 适当改变测量图像区域。

[0212] 由于在本变形的结构中自动指定测量图像区域,因此可以容易地指定测量图像区域(实际上,当原样使用自动指定的测量图像区域时,不必执行测量图像区域指定操作)。

[0213] [第三变形]

[0214] 在上述实施方式的超声波诊断装置 1 中,使用将超声波换能器二维排列的二维超声波换能器来电子地执行三维超声波扫描操作。本变形涉及超声波换能器装备有在一维方向上排列的一维超声波探头的超声波诊断装置。

[0215] 当使用一维超声波探头时,仅在一维方向(图 2 和图 3 所示的主扫描方向 X)上电子地执行超声波扫描操作。因此,在三维超声波扫描操作中,可以在副扫描方向 Y 上手动或机械地执行扫描操作。

[0216] 即使使用这样的一维超声波探头,也可以构成为生成基于三维超声波扫描操作的体数据,根据体数据生成断层图像的图像数据,显示该断层图像并且指定测量图像区域。

[0217] [第四变形]

[0218] 上述实施方式的超声波诊断装置 1 计算在心尖部水平和乳头肌水平等两个以上的断面位置处的断层图像上指定的测量图像区域的按时间序列的位移,并且根据两个以上断面位置处的测量图像区域的位移来计算生物组织的运动信息。即,在上述实施方式中,仅根据所指定的测量图像区域的位移来计算运动信息。

[0219] 本变形自动地另外指定所指定的测量图像区域以外的测量图像区域,并且通过包括自动指定的测量图像区域的位移在内来计算移动信息。以下说明本变形的超声波诊断装置。与图 15 所示的超声波诊断装置 100 同样,本变形的超声波诊断装置包括测量图像区域指定部分 53。

[0220] 说明本变形的超声波诊断装置的操作。与上述实施方式同样,作为在显示部分 81 上显示的心尖部短轴图像 G1、乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 的测量图像区域,用户例如指定内膜位置图像 m1、m2、m3 和外膜位置图像 M1、M2、M3(见图 5 和图 6)。可以通过第二变形的自动指定处理来指定测量图像区域。

[0221] 测量图像区域指定部分 53 指定所指定的测量图像区域 m1 ~ m3 和 M1 ~ M3 以外的测量图像区域。例如,如图 16 所示,测量图像区域指定部分 53 在心尖部短轴图像 G1 外侧的位置处指定内膜位置图像 m4 和外膜位置图像 M4,在心尖部短轴图像 G1 和乳头肌短轴图像 G2 之间的位置处指定内膜位置图像 m5 和外膜位置图像 M5,在乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 之间的位置处指定内膜位置图像 m6 和外膜位置图像 M6。

[0222] 具体说明测量图像区域指定处理。测量图像区域指定部分 53 首先根据由用户等指定了测量图像区域的心尖部短轴图像 G1、乳头肌短轴图像 G2 和心基部短轴图像 G3 的断面位置(坐标),确定用于指定新的测量图像区域的断面位置(坐标)。该处理例如如下执行:得到在与乳头肌短轴图像 G2 相反的方向上从心尖部短轴图像 G1 离开预定距离的位置的坐标(第一 Z 坐标),根据心尖部短轴图像 G1 的 Z 坐标和乳头肌短轴图像 G2 的 Z 坐标,得到断面中心的坐标(第二 Z 坐标),然后得到乳头肌短轴图像 G2 的 Z 坐标和心基部短轴图像 G3 的 Z 坐标的中心的坐标(第三 Z 坐标)。

[0223] 接着,MPR 处理部分 52 根据体数据在第一~第三 Z 坐标生成平行于心尖部短轴图像 G1 等的断层图像的图像数据。

[0224] 测量图像区域指定部分 53 分析第一 Z 坐标处的断层图像的图像数据的像素值,以提取心脏壁的边界部分,从而将内侧边界部分指定为内膜位置图像 m4,并且将外侧边界部分指定为外膜位置图像 M4。同样,测量图像区域指定部分分析第二 Z 坐标处的断层图像的

图像数据的像素值,以提取心脏壁的边界部分,从而将内侧边界部分指定为内膜位置图像 m5,并且将外侧边界部分指定为外膜位置图像 M5。测量图像区域指定部分分析第三 Z 坐标处的断层图像的图像数据的像素值,以提取心脏壁的边界部分,从而将内侧边界部分指定为内膜位置图像 m6,并且将外侧边界部分指定为外膜位置图像 M6。然后,将内膜位置图像 m4 ~ m6 和外膜位置图像 M4 ~ M6 分别指定为新的测量图像区域。

[0225] 本变形的位移计算部分 61 对用户等指定的测量图像区域 m1 ~ m3 和 M1 ~ M3、由测量图像区域指定部分 53 指定的测量图像区域 m4 ~ m6 和 M4 ~ M6 分别计算按时间序列的位移。

[0226] 运动信息计算部分 62 根据所有测量图像区域 m1 ~ m6 和 M1 ~ M6 的位移来计算运动信息。例如,当评价心脏壁的扭转运动时,运动信息计算部分计算内膜位置图像 m4 和内膜位置图像 m1 的相对旋转角度、内膜位置图像 m1 和内膜位置图像 m5 的相对旋转角度、内膜位置图像 m5 和内膜位置图像 m2 的相对旋转角度、内膜位置图像 m2 和内膜位置图像 m6 的相对旋转角度、内膜位置图像 m6 和内膜位置图像 m3 的相对旋转角度。同样,运动信息计算部分能够计算外膜位置图像 M1 ~ M6 的相对旋转角度。

[0227] 控制器 9 控制显示部分 81,以显示基于所计算的相对旋转角度的运动信息。这样,根据本变形,可以得到比上述实施方式更精确的运动信息。

[0228] [第五变形]

[0229] 在上述实施方式中,由用户指定用于指定测量图像区域的断面位置(参见图 5 的断面位置指定光标 C1 ~ C3)。但是,可以构成为自动指定断面位置。

[0230] 例如,象术前术后观察或经过观察那样,当存在过去的同一生物组织的超声波图像的图像数据时,存储所指定的断面位置并且读出过去指定的断面位置的信息,从而可以自动指定当前的断面位置。

[0231] 另外,可以预先设定心尖部水平、乳头肌水平和心基部水平等典型的断面位置,并且例如根据 B 模式图像的体数据或图像数据来确定典型的断面位置。

[0232] 另外,可以构成为根据 B 模式图像的图像数据等分析生物组织的大小(例如心脏的长轴方向的长度),并且将把大小分成多个部分的断面位置指定为用于指定测量图像区域的断面位置。

[0233] [其它]

[0234] 在上述实施方式中,得到生物组织的位移并且通过对位移进行微分(用时间间隔来除)而得到速度。但是,可以构成为首先得到速度,通过对速度进行积分来得到位移。

[0235] 另外,在上述实施方式中,得到并显示表示生物组织的(更大范围的)运动状态的运动信息,还可以构成为显示每个测量图像区域的局部运动信息。在这种情况下,当不计算或显示运动信息时,可以应用具有计算和显示局部运动信息所需的结构的超声波诊断装置(对于后述的医用图像处理装置和医用图像处理程序也同样)。

[0236] <第二实施方式>

[0237] 说明本发明的医用图像处理装置。医用图像处理装置例如包括与超声波诊断装置连接的计算机、以及与用于存储超声波图像的图像数据的 PACS(Picture Archiving and Communication System,医学图像归档和通讯系统)等数据库连接的计算机。图 17 示出本发明的医学图像处理装置的例子。在图 17 中,对与第一实施方式相同的部件附加相同的附

图标记。

[0238] 图 17 所示的医用图像处理装置 1000 包括与图 1 所示的超声波诊断装置 1 同样的图像处理器 5、计算处理器 6、存储器 7、用户接口 8 和控制器 9。存储器 7 作为本发明的“存储器”的例子。医用图像处理装置 1000 经由 LAN(Local Area Network, 局域网) 等网络 N 与超声波诊断装置 2000 和医用图像数据库 3000 连接。本实施方式的控制器 9 包括用于经由网络 N 执行数据通信的网络适配器。

[0239] 说明医用图像处理装置 1000 的操作。从超声波诊断装置 2000 或医用图像数据库 3000 向医用图像处理装置 1000 输入超声波图像的图像数据。

[0240] 当所输入的图像数据是 B 模式图像的图像数据时, 体数据生成部分 51 生成基于图像数据的体数据。与第一实施方式同样, MPR 处理部分 52 根据体数据生成按时间序列的一系列断层图像的图像数据。一系列断层图像的图像数据被存储在存储器 7 中。

[0241] 另外, 当输入的图像数据是体数据时, MPR 处理部分 52 根据体数据生成按时间序列的一系列断层图像的图像数据。一系列断层图像的图像数据被存储在存储器 7 中。

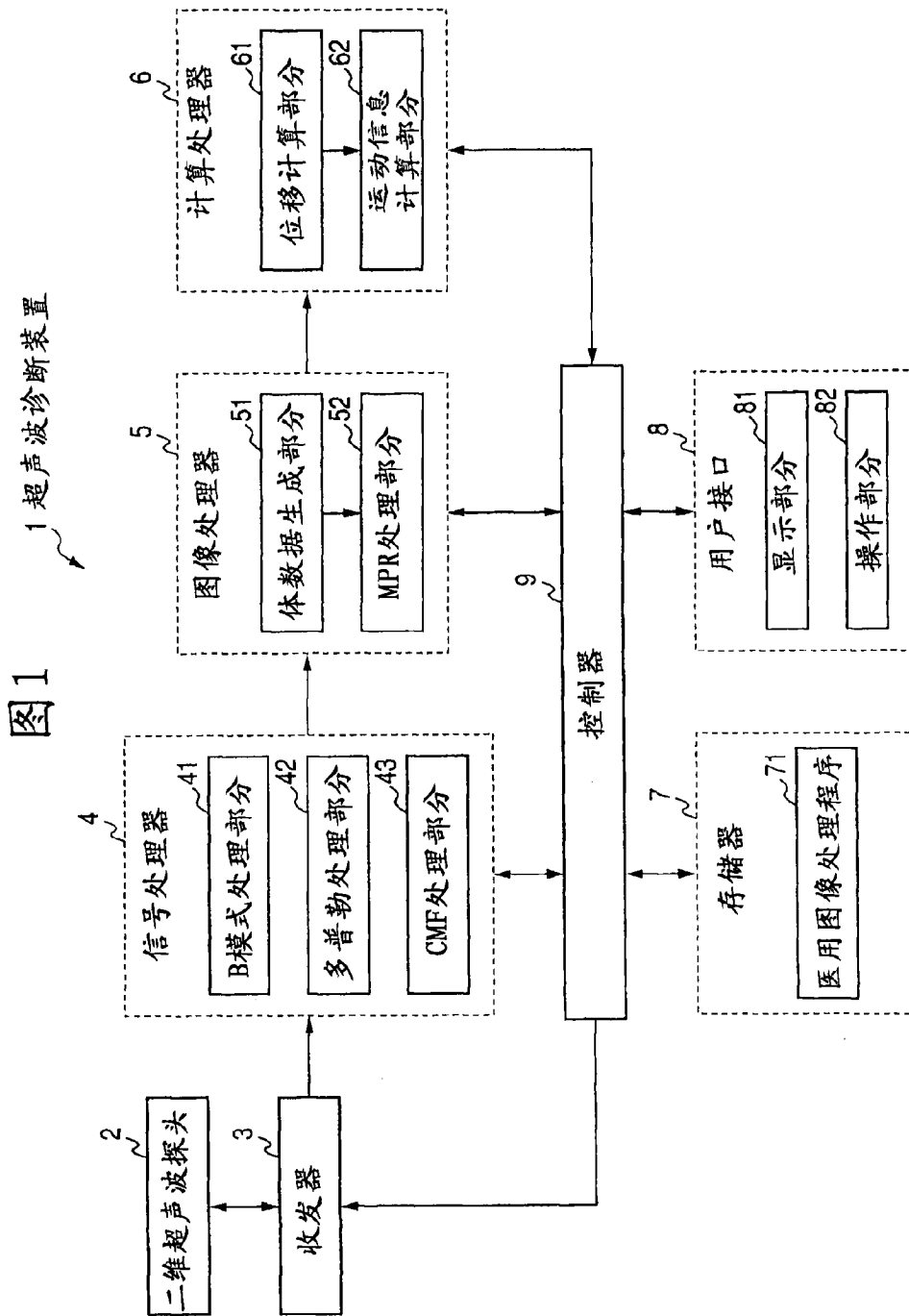
[0242] 医用图像处理装置 1000 根据存储在存储器 7 中的一系列断层图像的图像数据 (以及体数据) 执行与第一实施方式同样的处理 (参见图 4 ~ 图 14)。从而, 可以在短时间内测量生物组织的三维运动。另外, 可以容易地指定测量生物组织的运动的区域。

[0243] 作为本实施方式的变形, 可以应用设置有测量图像区域指定部分 53 的图像处理器 5 (参见图 15, 基于医用图像处理程序 72 的处理)。从而可以执行与第一实施方式的第二变形和第四变形同样的处理。

[0244] < 第三实施方式 >

[0245] 说明本发明的医用图像处理程序。在第一和第二实施方式中说明的医用图像处理程序 71 和 72 是本发明的医用图像处理程序的例子。医用图像处理程序用于使计算机执行在第一实施方式及其变形中说明的处理。医用图像处理程序可以预先存储在嵌入计算机中的硬盘驱动器等存储设备中, 或者可以预先存储在 LAN 等网络上的服务器中, 从而计算机读出并执行该程序。

[0246] 可以将医用图像处理程序存储在任意的存储介质中, 以便可由计算机读出。存储介质的例子例如包括光盘、光磁盘 (CD-ROM、DVD-RAM、DVD-ROM、MO 等)、磁存储介质 (硬盘、软盘、ZIP 等) 以及半导体存储器。



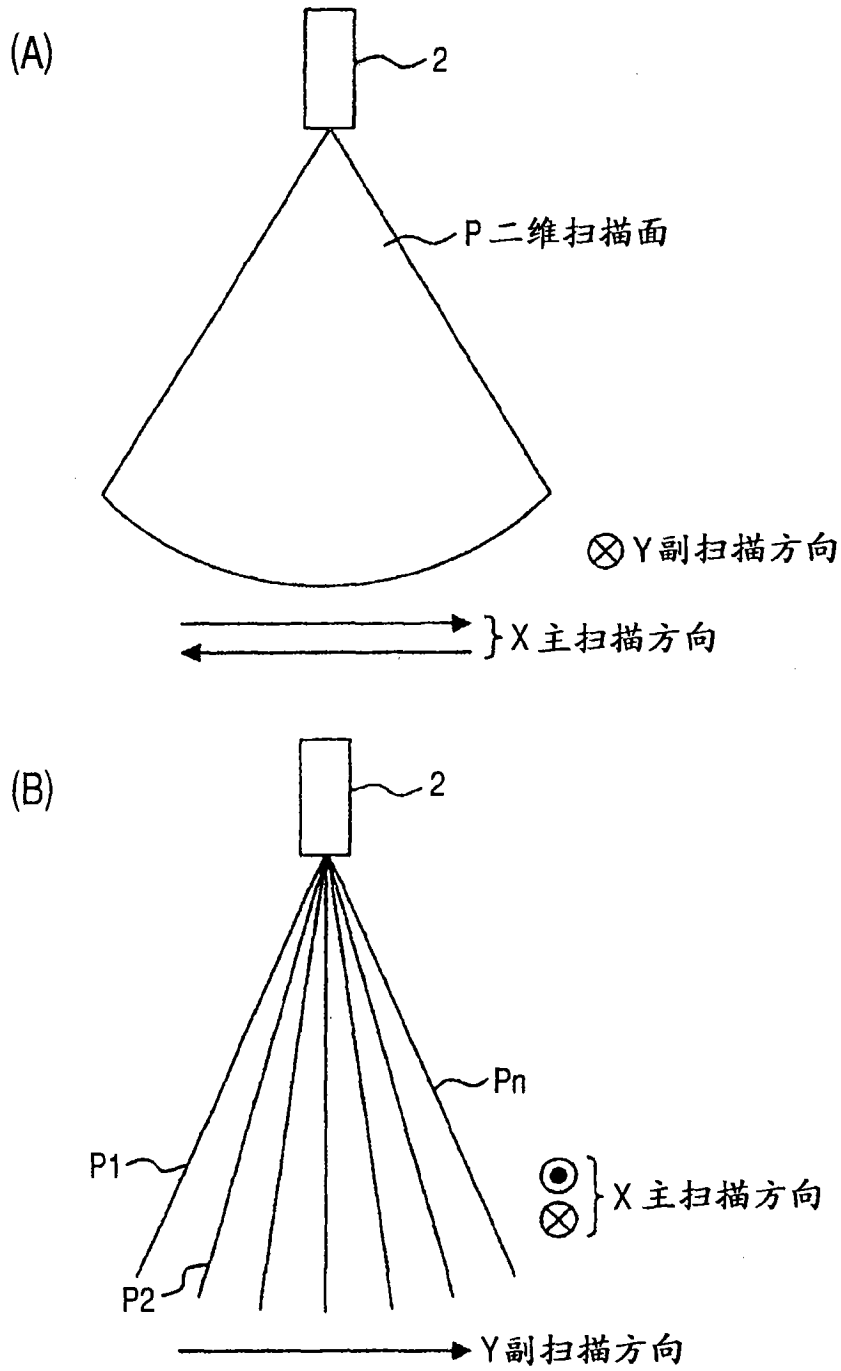


图 2

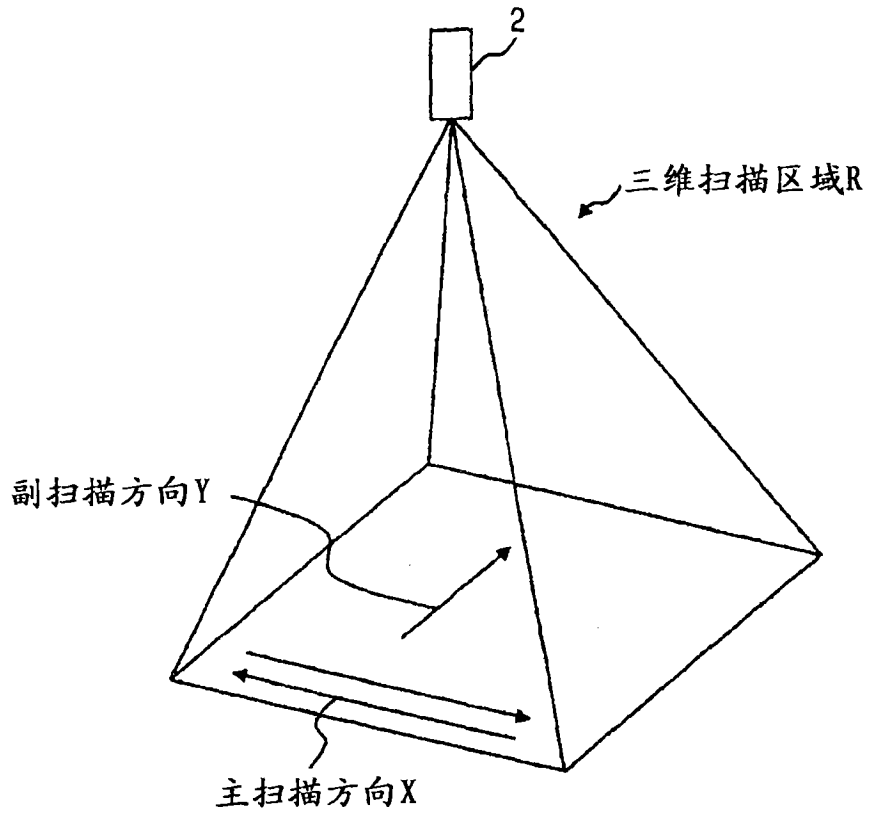


图 3

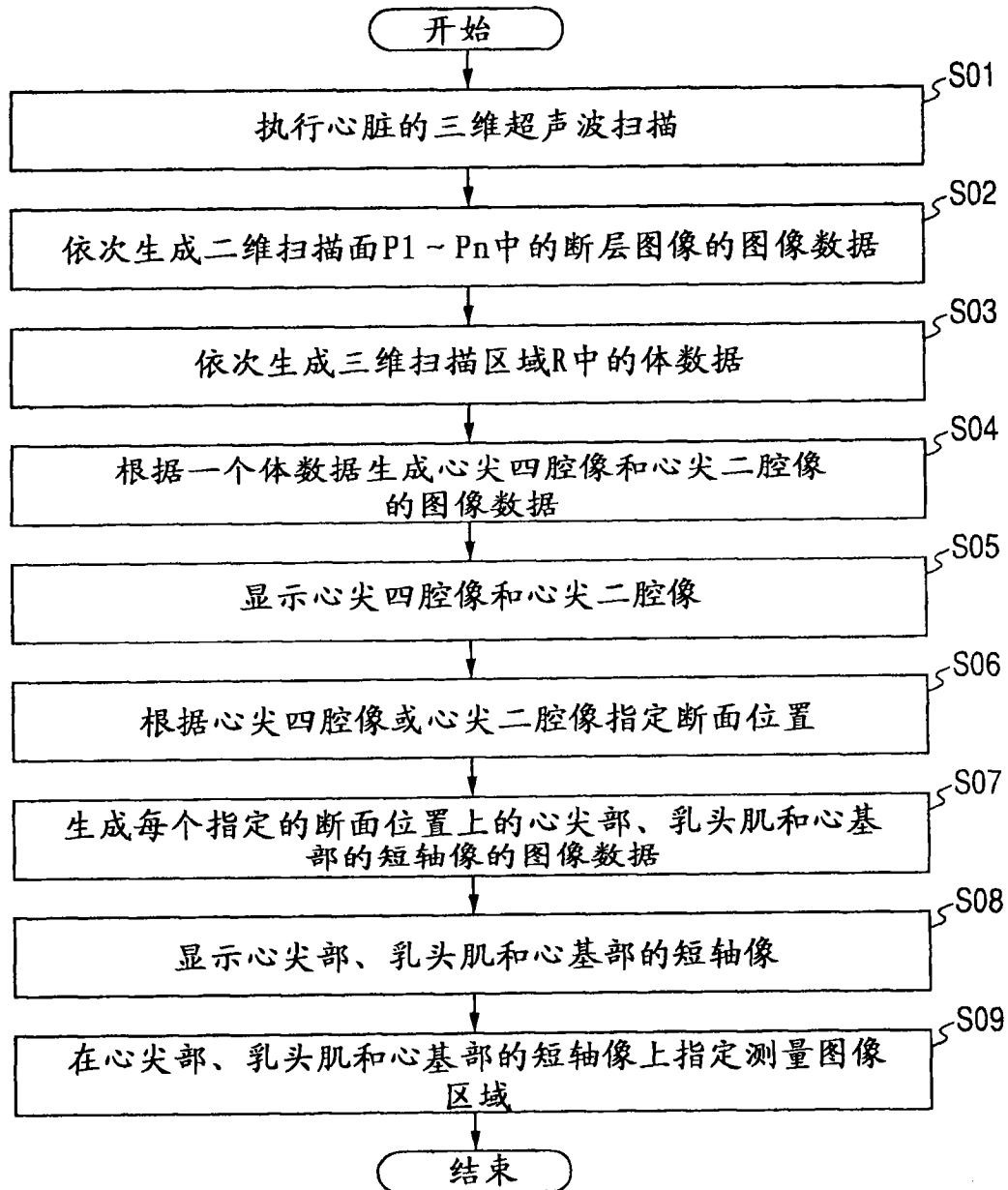
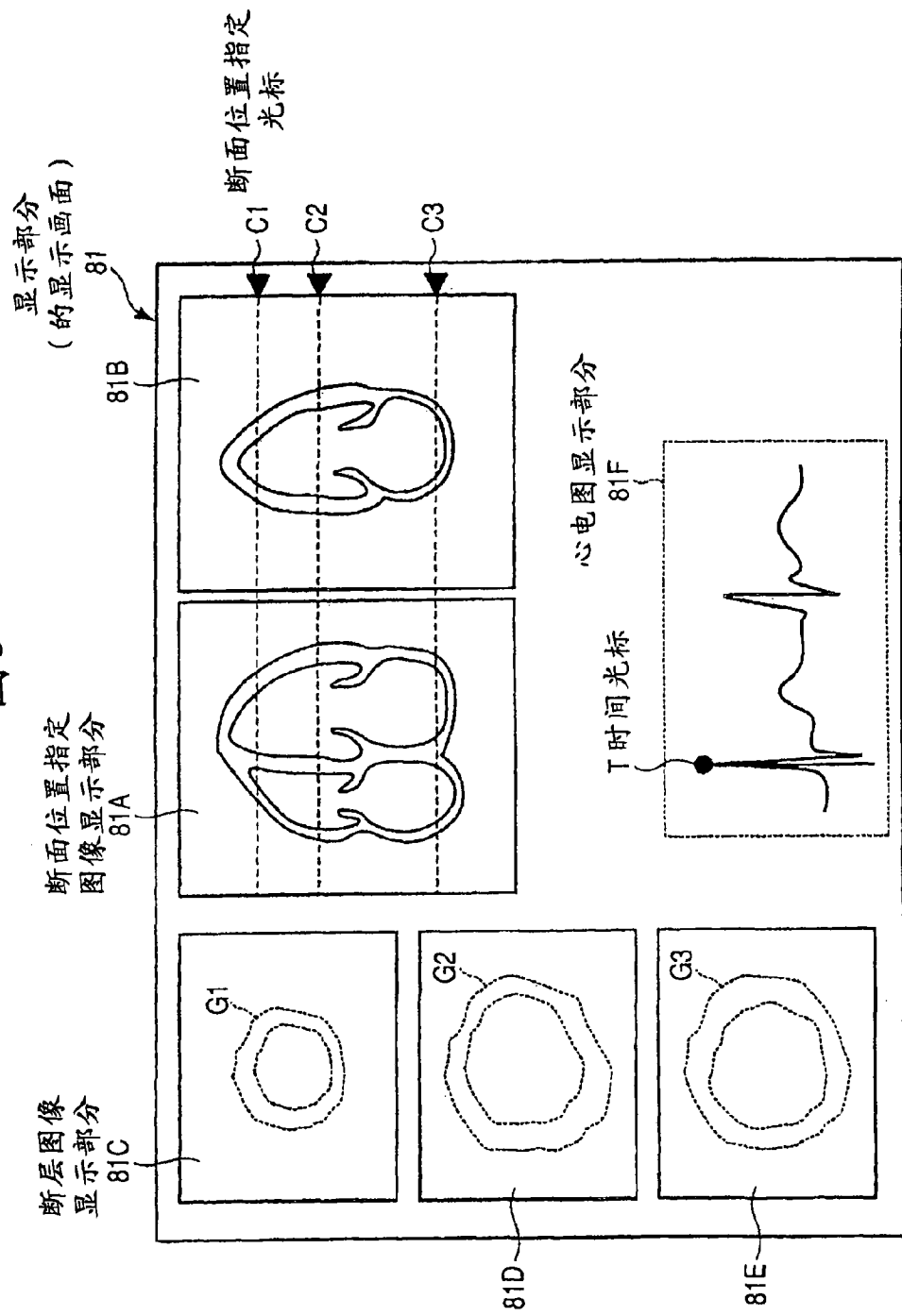
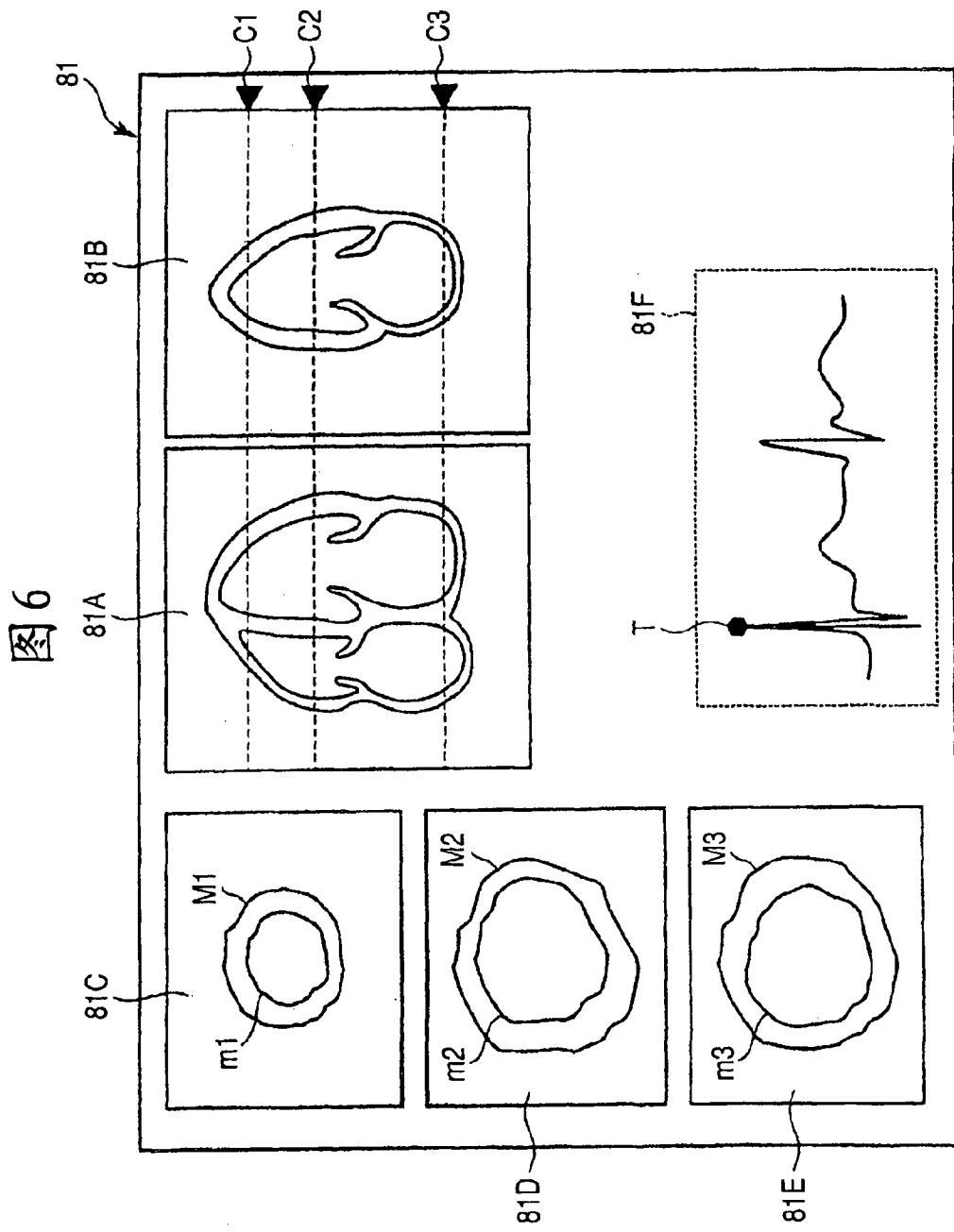


图 4

图5





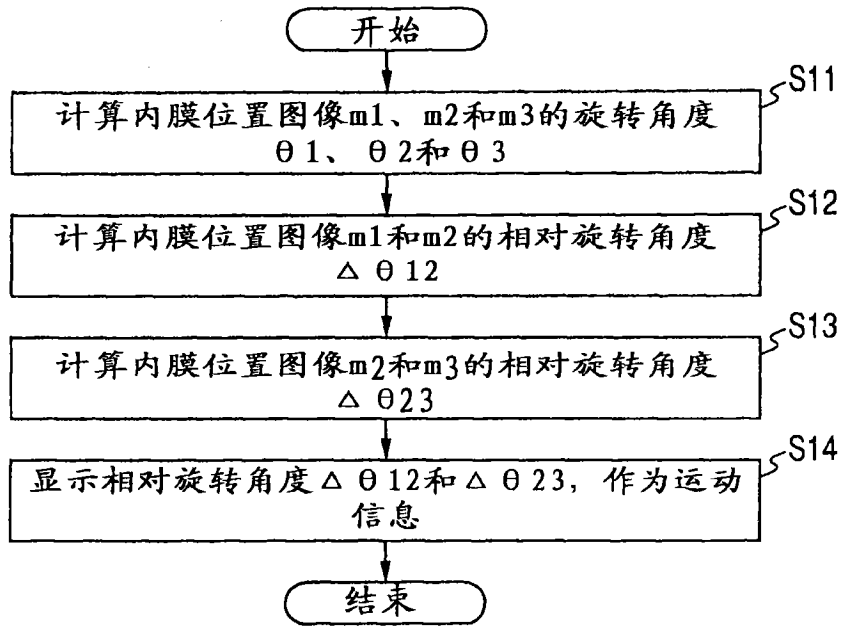
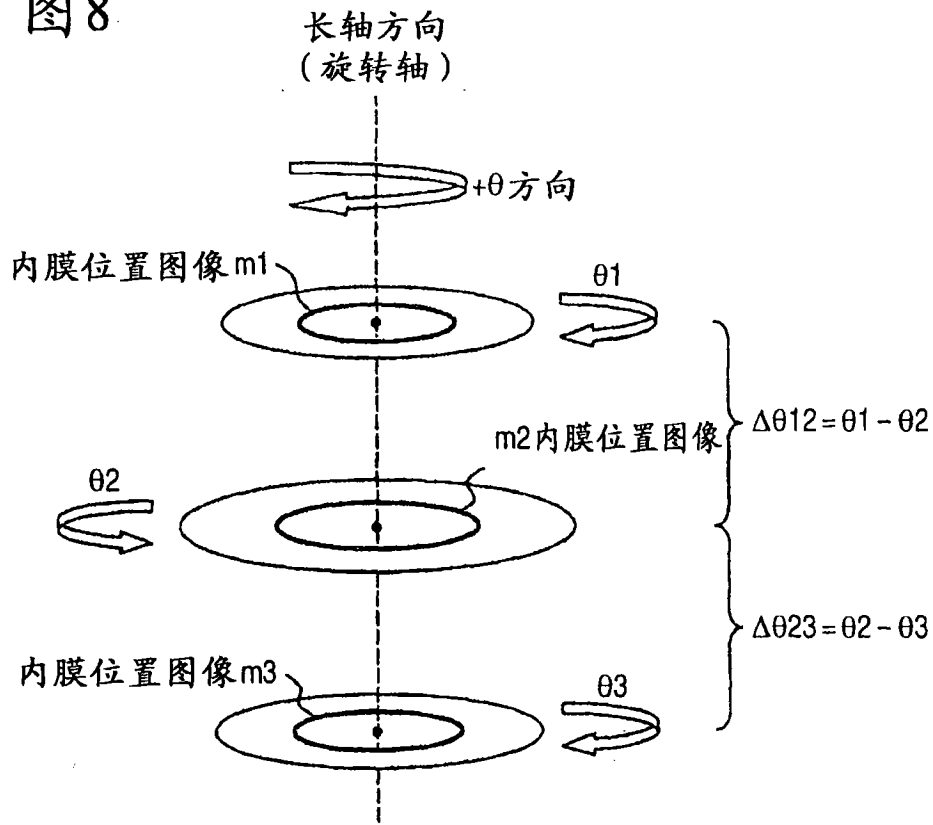


图7

图8



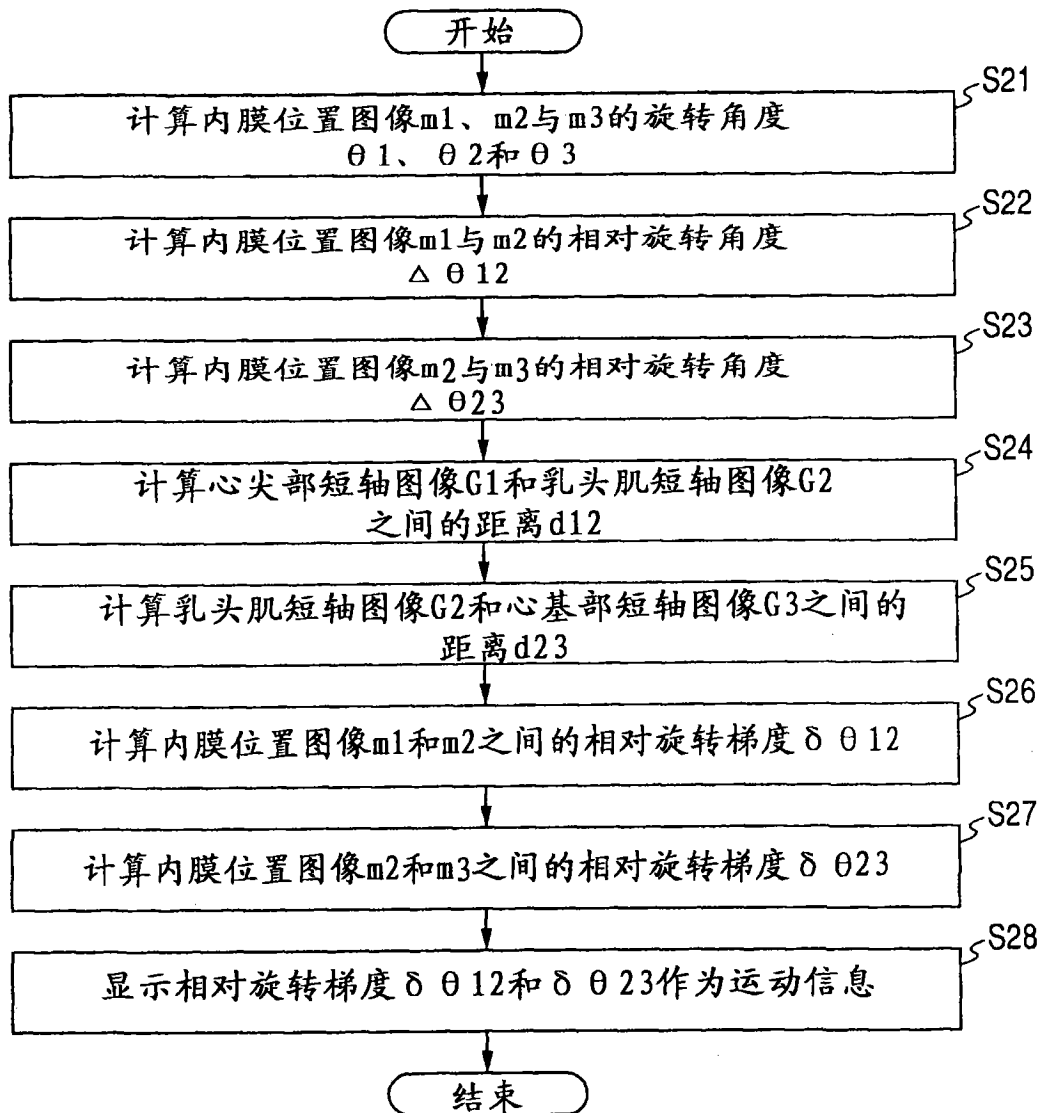


图9

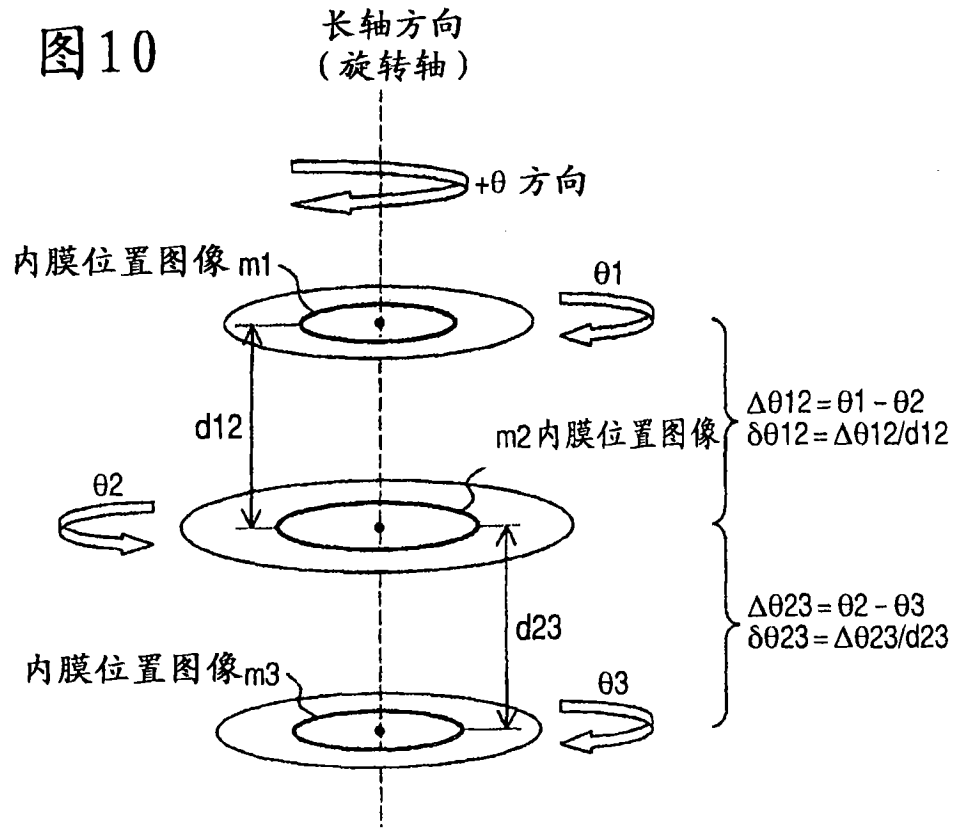
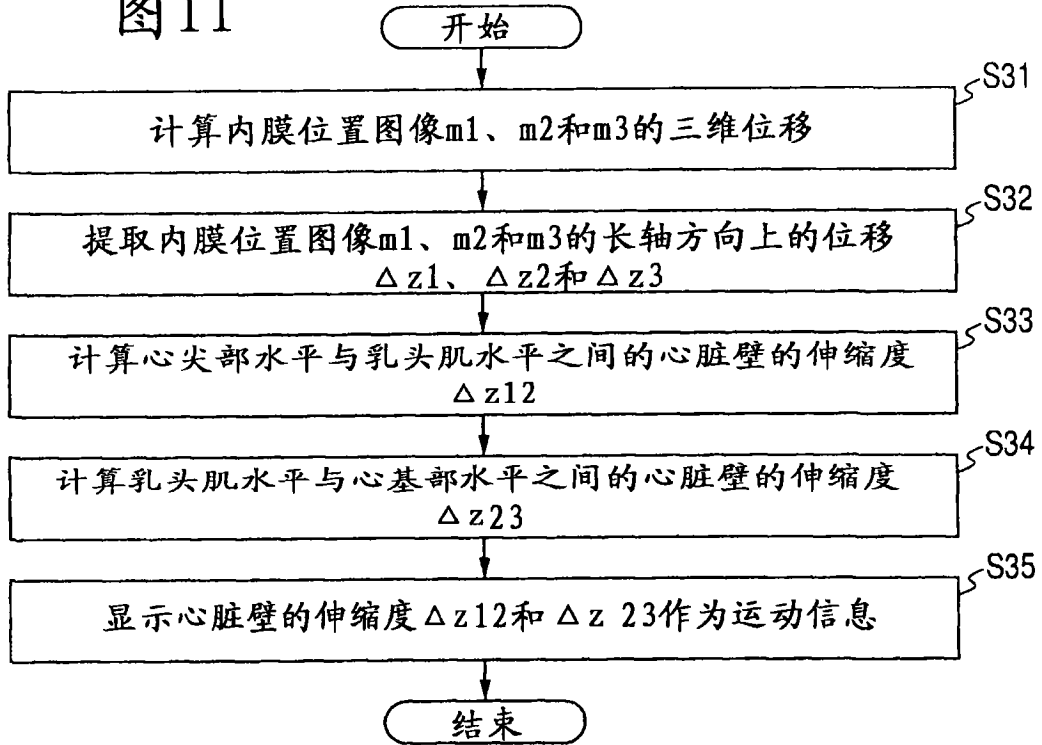


图11



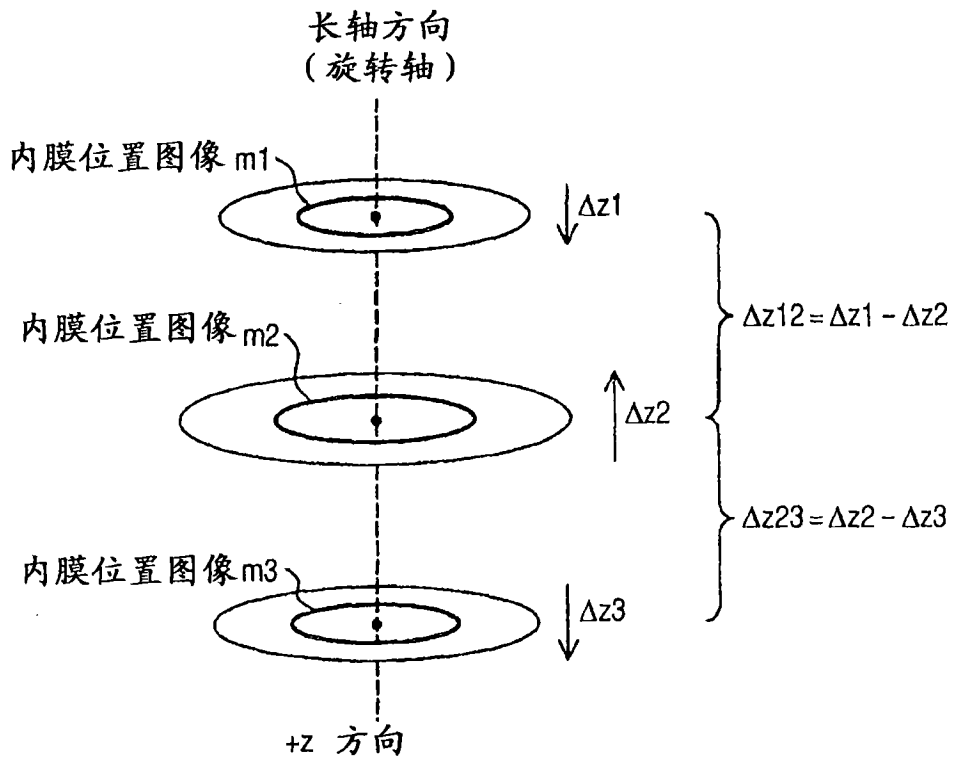


图 12

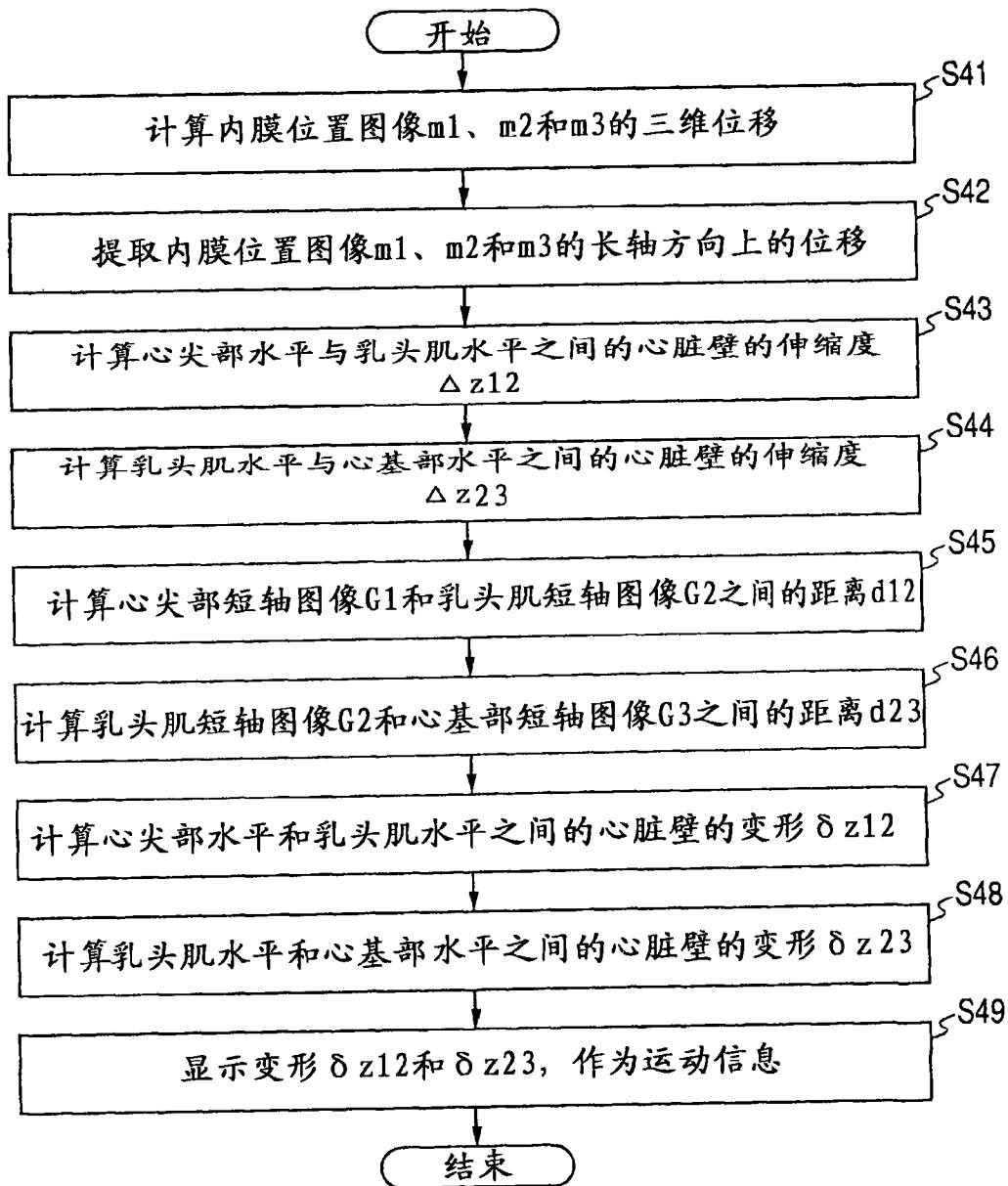


图 13

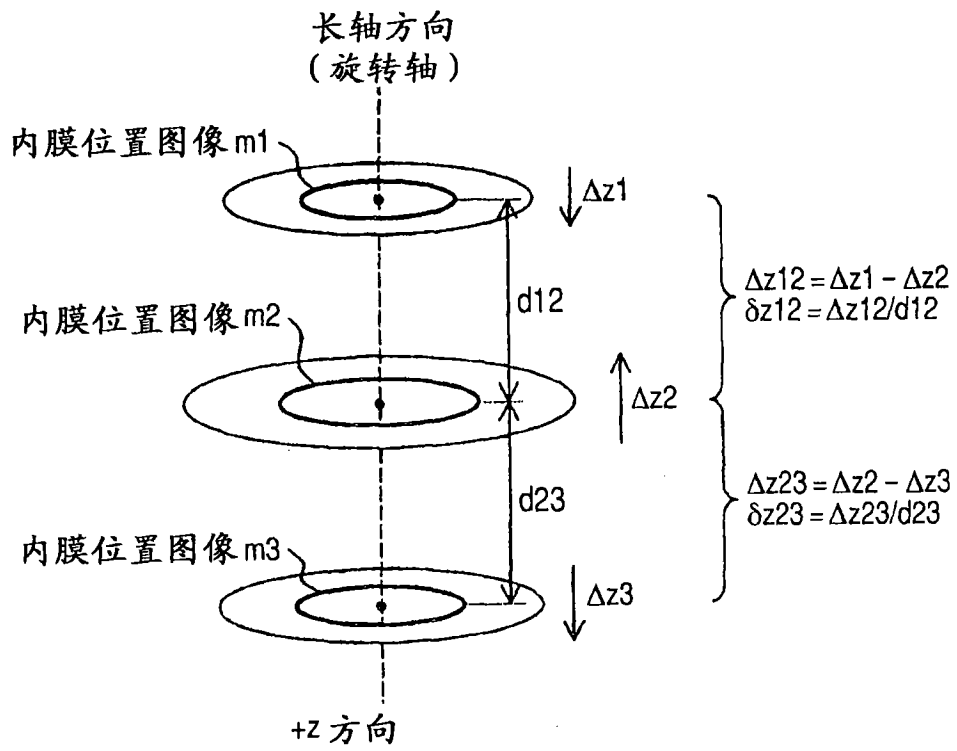
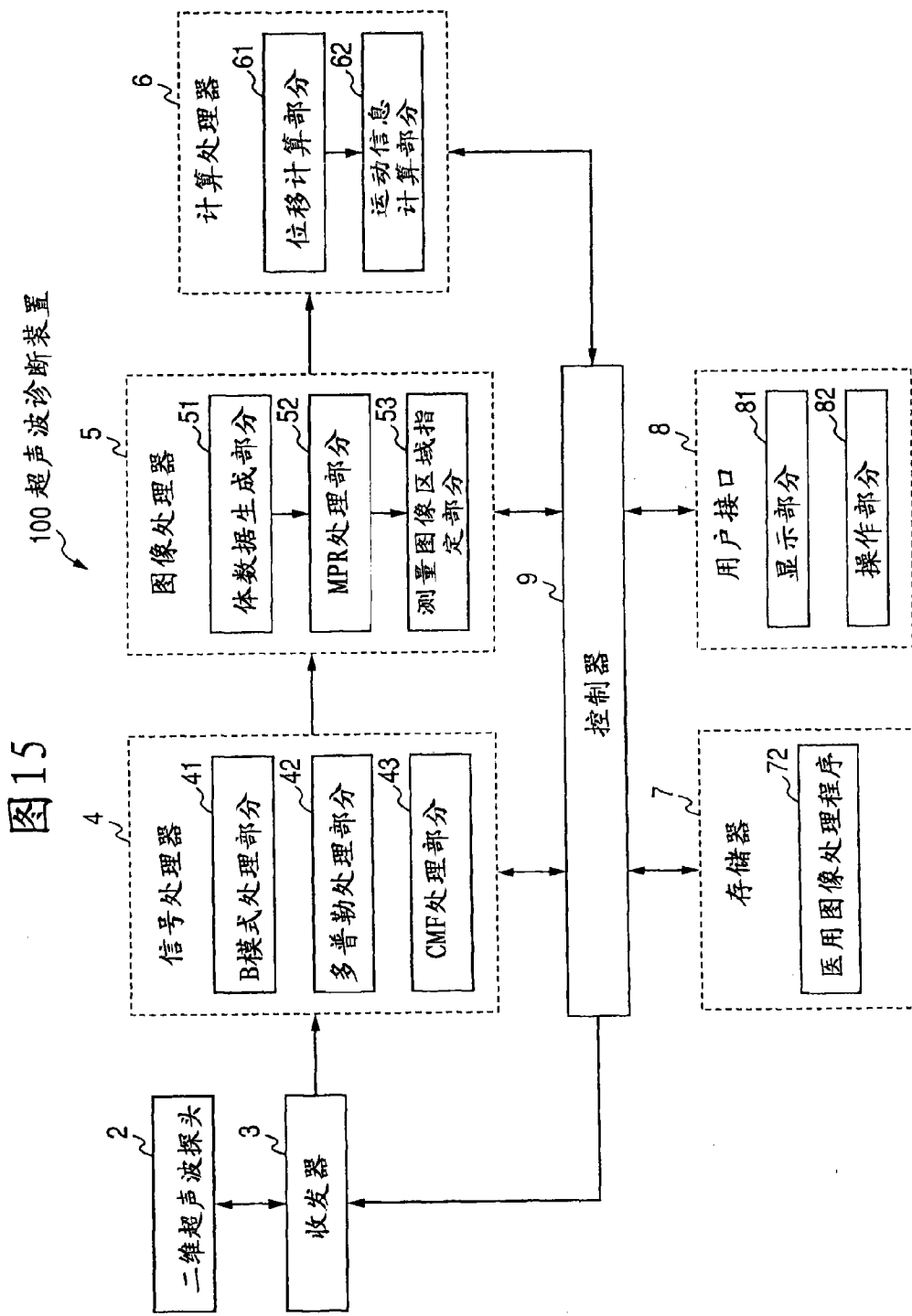


图 14



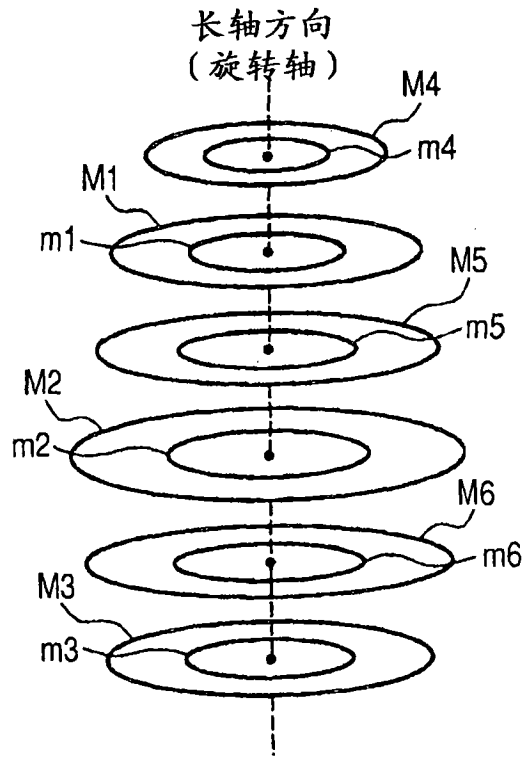
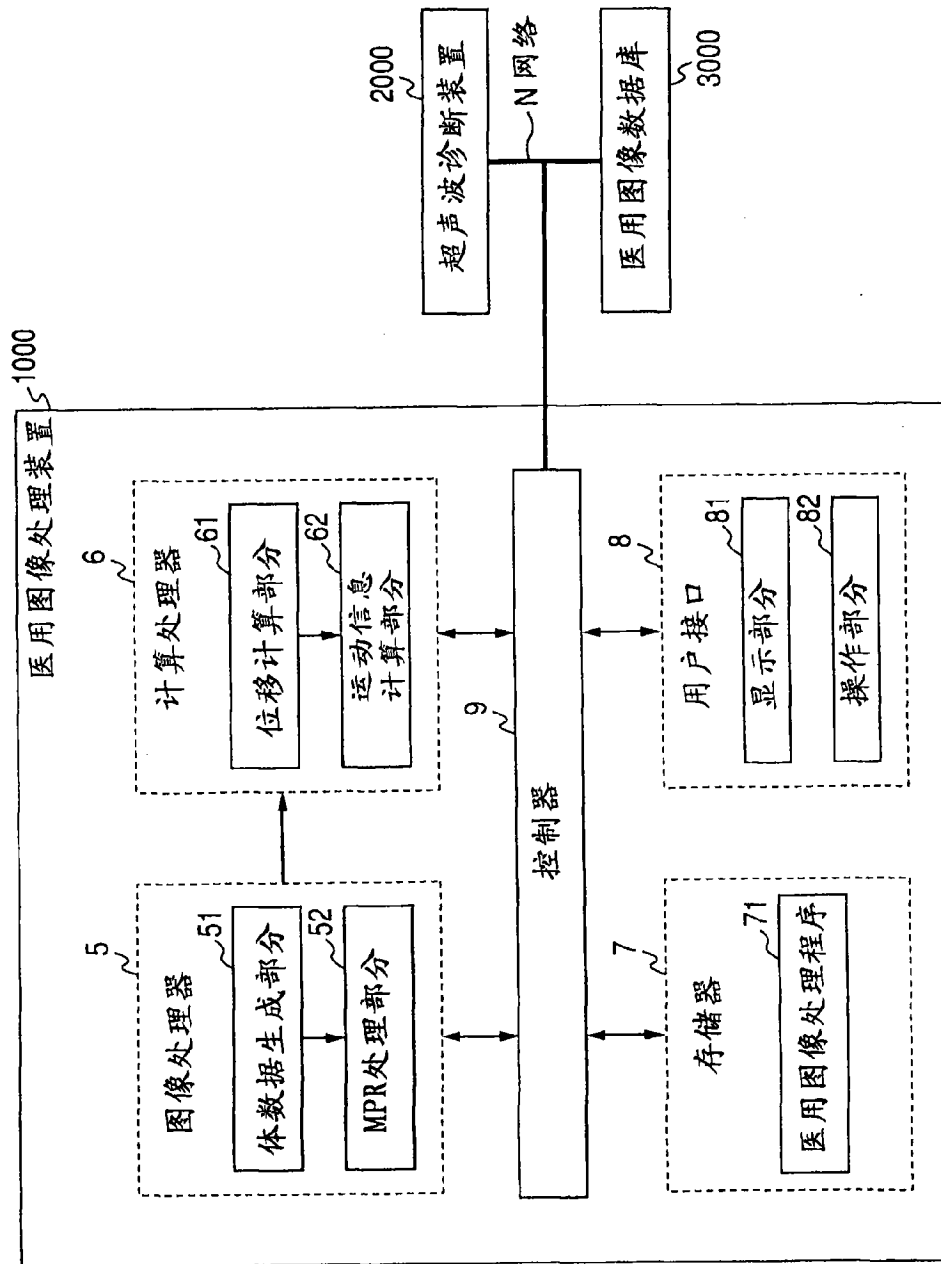


图 16

图17



专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">CN101484074B</a>	公开(公告)日	2010-12-22
申请号	CN200780024890.8	申请日	2007-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	川岸哲也 阿部康彦		
发明人	川岸哲也 阿部康彦		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/467 A61B8/14 A61B8/08 A61B8/469 A61B8/0883 G06T7/20 A61B8/483 A61B8/463 A61B8/4483		
审查员(译)	黄长斌		
优先权	2006149414 2006-05-30 JP		
其他公开文献	CN101484074A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种可以在短时间内测量生物组织的三维运动的超声波诊断装置。图像处理器(5)根据生物组织的B模式图像的图像数据生成体数据，并且根据体数据并针对两个以上的断面位置中的每一个断面位置分别生成按时间序列的一系列断层图像的图像数据；控制器(9)在显示部分(81)上针对每个断面位置显示一个断层图像；用户操作操作部分(82)，在所显示的断层图像上指定测量图像区域；位移计算部分(61)针对每个断面位置计算所指定的测量图像区域的按时间序列的位移；运动信息计算部分(62)根据针对每个断面位置计算的测量图像区域的位移，计算生物组织的运动信息。

