



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102958452 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 06

(21) 申请号 201280001016. 3

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2012. 06. 11

代理人 杨谦 胡建新

(30) 优先权数据

2011-129532 2011. 06. 09 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 09. 26

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/064898 2012. 06. 11

(87) PCT申请的公布数据

W02012/169646 JA 2012. 12. 13

(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 大内启之 川岸哲也

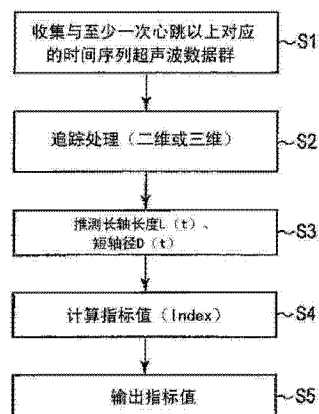
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置、医用图像处理方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,具备:数据取得单元,按照组织区域横跨规定期间来执行超声波扫描,并取得与上述规定期间的各时相对应的多个图像数据;位置信息取得单元,通过执行使用了上述多个图像数据的至少一部分的追踪处理,来取得上述期间的至少一个时相的上述组织区域内的关注区域的位置信息;形状信息计算单元,使用上述期间内的至少一个时相的上述关注区域的位置信息,来计算与上述至少一个时相的上述关注区域对应的形状信息;以及输出单元,输出上述至少一个时相的上述形状信息。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

数据取得单元,针对组织区域横跨规定期间地执行超声波扫描,并取得与上述规定期间的各时相对应的多个图像数据;

位置信息取得单元,通过执行使用了上述多个图像数据的至少一部分的追踪处理,来取得上述期间的至少一个时相的上述组织区域内的关注区域的位置信息;

形状信息计算单元,使用上述期间内的至少一个时相的上述关注区域的位置信息,来计算上述至少一个时相的与上述关注区域对应的形状信息;以及

输出单元,输出上述至少一个时相的上述形状信息。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述组织区域周期性地变动,

上述位置信息取得单元横跨上述周期性变动的至少一个周期以上的期间而执行上述追踪处理。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述组织区域周期性地变动,

上述位置信息取得单元横跨不足上述周期性变动的至少一个周期的期间而执行上述追踪处理。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

还具备运动信息计算单元,该运动信息计算单元使用上述期间内的至少一个时相的上述关注区域的位置信息,来计算上述至少一个时相的上述关注区域内的组织的运动信息,

上述输出单元同时输出上述至少一个时相的上述形状信息和上述运动信息。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述组织区域是心脏,

上述位置信息取得单元至少取得扩张末期时相及收缩末期的上述组织区域内的关注区域的位置信息,

上述形状信息计算单元至少计算扩张末期时相及收缩末期的上述形状信息。

6. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述形状信息计算单元计算包含上述关注区域内的组织的长轴长度、短轴径、或者形状指标值中的至少一个的上述形状信息,上述形状指标值是使用长轴长度以及短轴径而得到的、反映了运动的组织的形状的定量值。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,

上述形状信息计算单元生成扩张末期的形状信息和收缩末期的形状信息的差分值、以及扩张末期的形状信息和收缩末期的形状信息之比中的任一个,来作为形状变化信息,

上述输出单元与上述形状信息一起输出上述形状变化信息,或替代上述形状信息而输出上述形状变化信息。

8. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,

上述形状信息计算单元生成形状变化信息,该形状变化信息包含横跨上述规定期间的形状指标值的时间变化曲线,

上述输出单元与上述形状信息一起输出上述形状变化信息,或替代上述形状信息而输出上述形状变化信息。

9. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，

在将上述组织区域设为心脏的情况下，上述形状信息计算单元使用心脏的四个房室的任一个的部位的平均的瓣环部位的位置和尖部的位置，来计算上述长轴长度。

10. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，

上述形状信息计算单元使用上述长轴上的规定位置的短轴方向的径的代表值，来计算上述短轴径。

11. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，

上述形状信息计算单元在短轴方向的径的代表值在上述长轴上得到最大值的位置，计算上述短轴径。

12. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置，

上述形状信息计算单元使用按上述长轴上的每个深度而得到的局部短轴径，计算包含局部短轴径的平均值、最大值、最小值、中值、标准偏差中的至少一个在内的统计信息，来作为上述形状信息。

13. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，

上述数据取得单元通过将三维区域作为上述组织区域并执行上述超声波扫描，从而取得上述多个图像数据，

上述位置信息取得单元通过执行三维追踪处理，取得上述期间的至少一个时相的上述组织区域内的关注区域的位置信息。

14. 如权利要求 13 所述的超声波诊断装置，

上述形状信息计算单元，在上述长径的规定深度定义在上述短轴的方向设定的曲面或平面，使用在上述曲面或平面上所测量到的多个局部短轴径，计算包含局部短轴径的平均值、最大值、最小值、中值、标准偏差中的至少一个在内的统计信息，来作为上述形状信息。

15. 如权利要求 13 所述的超声波诊断装置，

上述形状信息计算单元在上述长径的规定深度，将在上述短轴的方向设定的曲面或平面的面积作为基准，来计算上述短轴径。

16. 如权利要求 13 所述的超声波诊断装置，

上述形状信息计算单元在上述长径的规定深度，使用在上述短轴的方向设定的曲面或平面的重心位置和轮廓上的各点之间的距离，来计算上述短轴径。

17. 如权利要求 13 所述的超声波诊断装置，

上述形状信息计算单元在上述长径的规定深度，针对在上述短轴的方向设定的曲面或平面的轮廓上的各点，使用与该轮廓上的最远的点之间的距离，来计算上述短轴径。

18. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，

上述输出单元将与在上述短轴径的计算中被作为基准的位置有关的信息，与上述形状信息一起输出。

19. 一种医用图像处理装置，具备：

存储单元，存储通过横跨规定期间对组织区域进行摄像而得到的与上述规定期间的各时相对应的多个图像数据；

位置信息取得单元，通过执行使用了上述多个图像数据的至少一部分的追踪处理，来取得上述期间的至少一个时相的上述组织区域内的关注区域的位置信息；

形状信息计算单元,使用上述期间的至少一个时相的上述关注区域的位置信息,来计算上述至少一个时相的与上述关注区域对应的形状信息;以及
输出单元,输出上述至少一个时相的上述形状信息。

20. 一种医用图像处理方法,具备如下步骤:

通过横跨规定期间对组织区域进行摄像,来取得与上述规定期间的各时相对应的多个图像数据;

通过执行使用了上述多个图像数据的至少一部分的追踪处理,来取得上述期间的至少一个时相的上述组织区域内的关注区域的位置信息;

使用上述期间的至少一个时相的上述关注区域的位置信息,来计算上述至少一个时相的与上述关注区域对应的形状信息;以及

输出上述至少一个时相的上述形状信息。

超声波诊断装置、医用图像处理装置、医用图像处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及计算用于判断心脏的形状的指标的超声波诊断装置、医用图像处理装置、医用图像处理方法。

背景技术

[0002] 一般已知健康的左心室具有细长的旋转椭圆体形状,但生病的心脏中左心室变圆而接近球形。扩张型心肌病(DCM)是该典型例。以往提出了使用心脏超声波检查计算用于判断心脏的形状的指标并使用该指标诊断心脏的手法。例如,通过由以左心室的二维心尖像为根据的用手测量而得到的长轴长度和规定层级(例如,距瓣环为长轴长度的1/3位置)下的短轴径的取得,使用长轴长度和短轴径之比等来进行左心室的形状评价。并且,为了在三维数据中进行同等的比例的解析,通过MPR显示,描绘左心室的二维心尖像来进行上述测量。进而还提出了作为平均曲率进行左心室的三维的形状信息的评价的手法(例如,参照专利文献1)。

[0003] 现有专利文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1 日本特表2010—502239号公报

[0006] 非专利文献

[0007] 非专利文献1 中坊亜由美他:「左心室内腔形態と左心室内非同期との関連についての検討」Jpn J MED Ultrasonics vol.37 No.4 P499~505 (2010)

发明内容

[0008] 发明要解决的技术问题

[0009] 但是,在使用以往的超声波诊断装置来计算用于判断心脏的形状的指标的情况下,由于成为需要基于操作者的操作技巧的测量,因此欠缺便利性以及迅速性。特别是在一个心动周期范围内的测量值的时间变化,实质上解析困难、无法评价。并且,三维数据中的测量依赖于怎样选择MPR截面,结果不稳定。进而,以上述专利文献1为代表的手法是取得基于表面检测的大局的信息的手法,不能同时得到应变(strain)等的局部的信息。

[0010] 本发明是鉴于上述问题而做出的,其目的在于,提供一种与以往相比迅速且作业负担少、能够执行客观性高的心脏形状判定用的指标计算的超声波诊断装置、医用图像处理装置、医用图像处理方法。

[0011] 用于解决技术问题的手段

[0012] 一个实施方式所涉及的超声波诊断装置具备:数据取得单元,针对组织区域横跨规定期间地执行超声波扫描,并取得与上述规定期间的各时相对应的多个图像数据;位置信息取得单元,通过执行使用了上述多个图像数据的至少一部分的追踪处理,来取得上述期间的至少一个时相的上述组织区域内的关注区域的位置信息;形状信息计算单元,使用上述期间内的至少一个时相的上述关注区域的位置信息,来计算上述至少一个时相的与上

述关注区域对应的形状信息；以及输出单元，输出上述至少一个时相的上述形状信息。

附图说明

- [0013] 图 1 是涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 的构成图。
- [0014] 图 2 是示出了按照本形状信息计算功能进行的处理的流程的流程图。
- [0015] 图 3 是表示长轴长度在规定的层级下的短轴面位置的心尖像的示意图。
- [0016] 图 4 是用于说明三维斑点追踪处理中的短轴 C 曲面与轮廓上的顶点 P 的关系的图。
- [0017] 图 5 是用于说明计算三维斑点追踪处理中的距短轴 C 曲面的短轴径的手法的示意图。
- [0018] 图 6 是用于说明计算三维斑点追踪处理中的距短轴 C 曲面的短轴径的手法的示意图。
- [0019] 图 7 是用于说明计算三维斑点追踪处理中的距短轴 C 曲面的短轴径的手法的示意图。
- [0020] 图 8 是用于说明计算三维斑点追踪处理中的长轴长度 $L(t)$ 的手法和短轴面与轮廓上的顶点 P 的关系的示意图。
- [0021] 图 9 是示出了将指标值作为偏心率(Eccentricity)而生成的一个心动周期内时间变化曲线的图。
- [0022] 图 10 是示出了健康者的收缩末期时相(ES)的 MPR 图像的图。
- [0023] 图 11 是示出了 DCM 病例者的收缩末期时相(ES)的 MPR 图像的图。
- [0024] 图 12 是示出了按照 DCM 病例者生成的、由被扫描区域为三维区域的本形状信息计算处理而得到的偏心率与内膜的面积变化率的时间变化曲线的示例的图。
- [0025] 图 13 是示出了按照健康者生成的、由被扫描区域为三维区域的本形状信息计算处理而得到的偏心率与内膜的面积变化率的时间变化曲线的示例的图。
- [0026] 图 14 是用于说明从三维斑点追踪处理中的距短轴 C 曲面得到短轴径的详细信息的变形例的示意图。
- [0027] 图 15 是用于说明将局部短轴径的统计信息作为形状指标值而计算并显示的变形例的图。

具体实施方式

[0028] 下面依照附图说明实施方式。另外，在下面的说明中，对于具有大致相同的功能以及构成的构成要素赋予相同符号，仅在必要的情况下进行重复说明。

[0029] 另外，在下面的实施方式中，在超声波诊断装置中关于适用例进行说明。但是，不局限于此，也可以适用于工作站、个人计算机等医用图像处理装置。并且，这些超声波诊断装置以及医用图像处理装置，也可以通过将后述的用于实现形状信息计算功能的医用图像处理方法安装于装置来实现。

[0030] (第 1 实施方式)

[0031] 图 1 是涉及第 1 实施方式的超声波诊断装置 1 的构成图。本超声波诊断装置 1 具有：超声波探头 11，发送单元 13，接收单元 15，B 模式处理单元 17，移动矢量处理单元 19，图

像生成单元 21, 显示单元 23, 控制单元 (CPU) 31, 壁运动参数运算单元 37, 指标值计算单元 38, 存储单元 39, 操作单元 41, 收发单元 43。另外, 适用于医用图像处理装置的情况下, 图 1 的虚线内为其构成要素。

[0032] 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变换为电信号的多个压电振子; 设置于该压电振子的整合层; 防止超声波从该压电振子向后方的传播的背衬 (backing) 件等。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, 随着超声波的传播而产生各种的谐波成分。构成发送超声波的基本波和谐波成分因体内组织的声阻抗的边界、微小散射等而后向散射, 作为反射波 (回波) 而被超声波探头 11 接收。

[0033] 发送单元 13 具有未图示的迟延电路以及脉冲发生器电路等。在脉冲发生器电路中, 以规定的速率频率 f_r Hz (周期 $1 / f_r$ 秒), 重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。并且, 在迟延电路中, 对各速率脉冲赋予按照每个信道将超声波收束为束状并且决定发送指向性所需的迟延时间。发送单元 13, 在基于该速率脉冲的定时, 向每个振子施加驱动脉冲, 以使朝向规定的扫描线形成超声波束。

[0034] 接收单元 15 具有未图示的放大电路、A / D 变换器和加法器等。在放大电路中, 按照每个信道对经探头 12 取入的回波信号进行放大。在 A / D 转换器中, 对放大后的回波信号赋予决定接收指向性所需的延迟时间, 之后, 在加法器中进行加法处理。利用该加法生成与规定的扫描线对应的超声波回波信号。

[0035] 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, 来生成与超声波回波的振幅强度对应的 B 模式信号。

[0036] 移动矢量处理单元 19 在时相不同的两个超声波数据间使用模式匹配处理 (斑点追踪处理) 检测组织的移动位置, 并基于该移动位置来求取各组织的移动量 (或速度)。具体来说, 对于一方的超声波数据内的关注区域, 求取相似性最高的其他的超声波数据内的对应区域。通过求取该关注区域与对应区域之间的距离, 能够求取组织的移动量。并且, 通过将该移动量除以超声波数据间的时间差 (帧速率或容积率), 能够求取组织的移动速度。通过在超声波数据上的各位置进行该处理, 能够取得各组织的位移 (移动矢量) 或与组织的位移相关的时空分布数据。另外, 这里将超声波数据定义为, 具有二维的或三维的位置信息的接收信号的集合 (即, 具有空间上的信息的接收信号的集合)。

[0037] 图像生成单元 21 生成表示出 B 模式信号的规定断层所涉及的二维分布的 B 模式超声波像。并且, 图像生成单元 21 基于运算出的壁运动参数, 使用表面绘制 (Surface rendering)、极映射 (Polar-Mapping) 等的手法, 生成映射有该壁运动参数的二维图像或三维图像。

[0038] 显示部 23 基于来自图像生成单元 21 的影像信号, 以规定的形态显示超声波图像、壁运动参数被映射到对应的各位置的壁运动参数图像、每个部位的壁运动参数的时间变化曲线等。并且, 显示部 23 将通过分割处理而分割后的各部位按照后述的形状信息计算功能进行标识化, 并以规定的形态进行显示。

[0039] 控制单元 (CPU) 31 具有作为信息处理装置 (计算机) 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 通过将存储在存储单元 39 中的专用程序展开到未图示的存储器, 来实现后述的形状信息计算功能。

[0040] 壁运动参数运算单元 37 基于移动矢量处理单元 19 的输出的时空分布数据,按照每个时相生成壁运动参数。这里,壁运动参数是指,与例如心壁等的规定组织的规定方向有关的位移,应变,应变率,速度,扭转,扭转率等关于其他组织运动可取得的物理信息。

[0041] 指标值计算单元 38 按照后述的形状信息计算功能,计算表示作为对象的组织区域的形状的指标,并生成使用该指标来定义的形状信息。

[0042] 存储单元 39 是磁盘(软盘(floppy,注册商标)、硬盘等)、光盘(CD-ROM, DVD 等)、半导体存储器等的记录介质,以及读出存储在这些介质中的信息的装置。该存储单元 39 中存储收发条件、规定的扫描序列、与各时相对应的原始数据和 / 或超声波图像数据(例如,通过组织多普勒模式、B 模式等摄影得到的组织图像数据)、预先生成的按照每个时相进行的超声波数据、与移动矢量有关的时空分布数据、用于实现后述的形状信息计算功能的程序、诊断信息(患者 ID、医师的所见等)、诊断报告书、体标记生成程序等。

[0043] 操作单元 41 与装置主体连接,具有用于进行来自运算器(operator)的各种指示、关注区域(ROI)的设定指示、各种画质条件设定指示、后述的形状信息计算功能中的任意的壁运动参数和 / 或任意的解析期间、心脏时相的选择等的鼠标或跟踪球、模式切替开关、键盘等。

[0044] 收发单元 43 是经由网络与其他装置进行信息的收发的装置。本超声波诊断装置 1 中得到的超声波图像等的数据和 / 或解析结果等,可通过收发单元 43 经由网络传送到其他装置。

[0045] (形状信息计算功能)

[0046] 接着,对本超声波诊断装置 1 具有的形状信息计算功能进行说明。本功能是指,作为与周期性地运动的组织(例如,心脏的左心室等)的形状有关的信息,使用通过横跨至少一个周期以上的追踪(tracking)处理而得到的组织的位置信息,来自动计算形状信息,并以规定的形态输出。这里,形状信息意味着,与诊断对象的长轴长度 L、短轴径 D(例如,直径或半径)等的形状有关的直接的信息,或者,使用诊断对象的长轴长度 L 和短轴径 D 而得到的反映运动的组织的形状的指标值(形状指标值)、短轴径 D 的平均值、最大值、最小值、中值、标准偏差等的统计信息。以下的说明中,为了具体地说明,将诊断对象设为心脏的左心室,以将基于与左心室有关的长轴长度 L、短轴径 D 而得到的形状指标值作为形状信息进行输出的情况作为一例。但是,本形状信息计算功能不限于心脏的左心室,也可以适用于右心房、左心房、右心室、或胎儿的心脏、进而也可以适用于血管(颈动脉等),肝肿瘤,乳腺肿瘤等。

[0047] 图 2 是示出了按照本形状信息计算功能进行的处理的流程的流程图。对于各步骤中执行的处理的内容,下面进行说明。

[0048] [横跨规定期间的时间序列体数据群的取得:步骤 S1]

[0049] 首先,将作为至少包含被检体的左心室的被扫描区域(二维区域或三维区域),取得至少横跨一次心跳以上的规定期间的时间序列的超声波数据(下面称为“时间序列超声波数据群”)(步骤 S1)。

[0050] [追踪处理:步骤 S2]

[0051] 接着,移动矢量处理单元 19,在构成横跨所取得的规定期间的时间序列超声波数据群的与 1 心跳以上的各时相对应的超声波数据中,在规定的时相的超声波数据中,基于

来自用户的指示等来提取关注区域内的心肌部位,执行通过二维的或三维的模式匹配处理来在时间上对提取到的局部的心肌部位进行追踪的斑点追踪处理,从而运算时空上的移动矢量信息(步骤 S2)。

[0052] 并且,壁运动参数运算单元 37 使用所运算出的时空上的移动矢量信息,来运算操作者经由操作单元 41 所选择的以壁运动参数(例如,应变(strain),应变率(strain rate),位移,速度,扭转(twist),扭转率(twist rate)等)等为代表的壁运动参数,生成由 1 心跳以上的壁运动参数构成的二维的或三维的壁运动参数群。

[0053] [长轴长度 L,短轴径 D 的推测:步骤 S3]

[0054] 接着,指标值计算单元 38 推测各时相的长轴长度 $L(t)$,短轴径 $D(t)$ (步骤 S3)。长轴长度 $L(t)$,短轴径 $D(t)$ 能够分别按下面那样定义。

[0055] (长轴长度 $L(t)$)

[0056] 在被扫描区域是二维区域的情况下,设为在规定的时相(初始时相)中连结心尖图像的两瓣环(日语:弁輪)的直线的中点与心尖位置的距离。并且,在被扫描区域是三维区域的情况下,设为连结瓣环部位的短轴 C 曲面的重心与心尖位置的距离。这里,心尖位置是指,在扩张末期(ED)设为距连结两瓣环的直线的中点最远的轮廓上的位置,对于其他时相,与扩张末期(ED)相同地,设为距连结两瓣环的直线的中点最远的轮廓上的位置,或设为追踪到扩张末期的心尖点的位置。并且,在被扫描区域为二维区域、三维区域的任意一种的情况下,瓣环部的点的位置都意味着轮廓的瓣环部位的平均位置。

[0057] (短轴径 $D(t)$)

[0058] 在被扫描区域是二维区域的情况下,设为在长轴上预先指定的层级(level)(例如,距瓣环 1 / 3 位置的层级,或如图 3 所示的各层级等)处引出对于长轴的垂线后将与轮廓交叉的二点连结而得到的距离。或者,设为在长轴上的各层级处引出对于长轴的垂线后将与轮廓交叉的二点连结而得到的距离的最大值。

[0059] 并且,在被扫描区域是三维区域的情况下,按照接下来的(1)、(2)定义短轴径 $D(t)$ 。

[0060] (1) 在初始时相,设定某长轴层级(h)下的短轴 C 平面。这里,短轴 C 平面意味着与短轴方向有关(包含短轴方向)的任意的平面。该短轴 C 平面的设定自动地执行、或者通过经由操作单元 41 的手册操作而人为地执行。

[0061] 指标值计算单元 38 对于构成组织的边界面的追踪点群中的、在初始时相所设定的短轴 C 平面的边界线上(外周上)存在的各点 $P(h, d, 0)$,如图 4 所示那样,使用步骤 S2 中的追踪处理的结果来追踪其余的时相的位置 $P(h, d, t)$,从而在各时相设定短轴 C 曲面。这里,对于边界线上的各点,h 意味着纬度方向(长轴方向)的地址,d 意味着经度方向(短轴方向)的地址,t 意味着任意的时相。

[0062] 指标值计算单元 38 使用所设定的各时相的短轴 C 曲面,使用接下来的(a)~(c)的任一手法,来计算各时相的短轴径 $D(t)$ 。

[0063] (a)本手法在某长轴层级(h)下的短轴 C 曲面中取得一个 $D(h, t)$ 作为代表值,并将其在该短轴 C 曲面的边界线上的各点中共有。即,如图 5 所示,作为在各时相所设定的短轴 C 曲面的边界线上的各点 $P(h, d, t)$ 的平均位置来计算重心位置 G,并通过将该重心位置 G 与在边界线上相邻的 2 个点作为顶点的多个三角形来分割短轴 C 曲面。例如从该 3 边

的长度通过希罗公式等求取各三角形的面积,计算全三角形的总和,从而求取层级 h 下的短轴 C 曲面的面积 $S(h)$ 。根据所得到的短轴 C 曲面的面积 S 与假定圆形的形状的接下来的公式(1),计算层级 h 下的各时相的每个的短轴径 $D(t)$ 。

$$[0064] \quad D(h, t) = 2 \cdot (S(h) / \pi)^{1/2} \quad (1)$$

[0065] (b) 本手法按照短轴 C 曲面的边界线上的各点的每个取得固有的半径 $R(h, d, t)$ (或成为 2 倍的直径 $D(h, d, t)$)。即,如图 6 所示,将连结重心位置 G 与边界面上的各点 $P(h, d, t)$ 的距离定义为该点处的半径 $R(h, d, t)$,通过下面的公式(2)来计算各时相的每个位置的短轴径 $D(t)$ 。

$$[0066] \quad D(h, d, t) = 2 \cdot R(h, d, t) \quad (2)$$

[0067] (c) 本手法按照短轴 C 曲面的边界线上的各点的每个取得固有的直径 $D(h, d, t)$ 。即,如图 7 所示,按照各时相的边界面上的各点 $P(h, d, t)$ 的每个,计算与短轴 C 曲面内最远的位置之间的距离,并定义为各位置的短轴径 $D(t)$ 。

[0068] 使用由上述(a)~(c)的任一手法而得到的短轴径 $D(h, d, t)$,与被扫描区域为二维区域的情况相同,选择与规定的长轴的希望的层级对应的 $D(h, d, t)$ 、或从全部长轴层级下的 $D(h, d, t)$ 中选择最大值,从而能够决定各时相的短轴径。

[0069] (2) 在各时相,在长轴的任意层级(h)下设定的以该长轴作为法线的平面(与长轴垂直的平面)设定为短轴 C 平面。另外,将短轴 C 平面设定在长轴上的哪一层级,可自动地选择或通过经由操作单元 41 的手册操作来人为地选择。

[0070] 指标值计算单元 38 使用所设定的各时相的短轴 C 平面,使用上述(a)~(c)的任一手法,计算各时相的短轴径 $D(t)$ 。

[0071] 上述(1)中各手法使用通过追踪处理而求取到的各追踪点的位置,来直接地推测各时相的短轴径 $D(t)$ 。即,在三维斑点追踪处理中,任意的点 $P(h, d, t)$ 的位置与时间一同被追踪,而位置逐渐移动。因此,在初始时相设定的短轴 C 平面,不保证在其他时相是平面,一般为曲面。在得到短轴径的信息的情况下,原样使用该任意的点 $P(h, d, t)$ 上的位置信息作为各 C 曲面而进行处理的情况是一个例子。

[0072] 另一方面,上述(2)中的各手法,通过对由追踪处理求取到的追踪点进行空间上的插补,求取各时相的边界面上的各位置,从该结果推测各时相的短轴径 $D(t)$ 。即,对于由图 8 所示的网格所表现的边界面,根据任意的各点 $P(h, d, t)$ 的位置进行插补而得到位置信息。该情况下,确定与长轴 $L(h, d, t)$ 的长轴长度相对的任意的短轴的层级(h),将以长轴作为法线矢量的层级(h)的平面定义为 C 平面,利用插补处理求取该 C 平面与边界交叉的位置,从而可经常将 C 面作为平面进行处理。

[0073] [指标值的计算:步骤 S4]

[0074] 指标值计算单元 38 使用步骤 S3 中所计算得到的长轴长度 $L(t)$ 、短轴径 $D(t)$,来计算各时相的心脏的长轴长度 $L(t)$ 、短轴径 $D(t)$ 、形状指标值(步骤 S4)。作为形状指标值,在设例如 $A = L/2$ 、 $B = D/2$ 的情况下(其中, L 、 D 分别作为规定时相下的长轴长度、短轴径),能够采用偏心率 $= (A^2 - B^2)^{1/2} / A$,扁平率 $= (A - B) / A$,椭圆率 $= B / A$ 等。

[0075] [指标值的输出:步骤 S5]

[0076] 所取得的指标值在显示单元 23 的监视器中以规定的形态被显示(输出)(步骤 S5)。

指标值的显示形态能够采用各种形态。例如,可以将指标值与对应于各时相的 MPR 图像一起作为数值来显示,或者可以生成并显示下述形状信息中的至少一个,该形状信息包含有扩张末期中的指标值与收缩末期中的指标值的差分、扩张末期中的指标值与收缩末期中的指标值之比、以及指标值的一个心动周期内时间变化曲线。

[0077] 并且,在作为短轴径 $D(t)$ 而从全部的层级的 $D(d, t)$ 中使用了最大的短轴径 $\max D(d, h)$ 的情况下,能够采用用于在图像上简单且迅速地把握在哪个长轴层级(h)下得到了 $\max D(d, h)$ 的显示形态。作为典型例能够举出,在二维图像显示中作为短轴线段而显示的形态、在三维图像显示中作为基于短轴 C 曲面及短轴 C 平面的 C 面而显示的形态、在超声波图像上通过标记来明确地显示位置的形态、与得到了 $\max D(d, h)$ 的长轴层级(h)的位置信息(例如,距瓣环相当于长轴长度的百分之几等的信息)一并显示的形态、作为数值向文件进行输出的形态等。

[0078] 图 9 是示出了按照健康者和 DCM 病例者的各自而生成的、通过被扫描区域为三维区域的本形状信息计算处理而得到的偏心率(Eccentricity)的一个心动周期内时间变化曲线的例子。并且,图 10 表示了健康者的收缩末期时相(ES)的 MPR 图像,图 11 表示了 DCM 病例者的收缩末期时相(ES)的 MPR 图像。在各图中,采用了将短轴径 $D(t)$ 作为各 C 面(短轴 C 曲面,或短轴 C 平面)中的代表值,且以通过基于面积进行圆形近似而得到的直径中的全部 C 面中的最大值进行定义的例子。在图 10、图 11 的 MPR 图像显示中,分别通过线段显示着长轴(中心长度(CenterLength))和最大短轴径(max_Diameter)的位置。图 9 所示的时间变化曲线与图 10、图 11 所示的 MPR 图像可以同时显示,也可以选择性地显示。

[0079] 在图 9 的时间变化曲线中,在长轴长度比最大短轴径大且细长形状的健康例中,示出了相比更接近圆形的 DCM 病例者,偏心率的值在心脏时相范围内整体性较大。并且,根据该时间变化曲线,健康例的偏心率能够确认与扩张末期相比在收缩末期具有增大倾向($\uparrow$),能够确认 DCM 病例者的偏心率相反具有减少倾向($\downarrow$)。作为其主要原因,可以认为在健康例中通过收缩期的扭转运动,最大短轴径与长轴长度相比相对地减少,或者关于与短轴径的变化率相关的周向应变(circumferential strain, CS)和与长轴长度的变化率相关的纵向应变(longitudinal strain, LS)满足 $|CS| > |LS|$ 的关系(已知,健康例中的 CS 为约 -30%, LS 为约 -20% 左右)。

[0080] 另一方面,可以认为在 DCM 病例者中,与心肌的收缩活动相关的收缩末期的硬度($E_{\max}$)减少,被收缩末期的左心室内压(血压)挤压,从而形状膨胀,圆度增加。

[0081] 并且,能够同时显示表示形状的指标值和壁运动信息。图 12、图 13 是示出了分别针对 DCM 病例者、健康者而生成的、通过被扫描区域为三维区域的本形状信息计算处理而得到的偏心率和内膜的面积变化率的时间变化曲线的例子。图 12、图 13 所示的各曲线可以同时显示,也可以选择性地显示。另外,对于基于三维追踪的内膜的面积变化率,由发明者们做出的公知例(日本特开 2010 - 274673 号公报)等中较详细。在图 12、图 13 的例中,将面积变化率 [%] 用以 100 进行除算后的值来表现。

[0082] (变形例 1)

[0083] 在左心室、左心房以及右心房的形状评价的情况下,由于形状接近旋转椭圆体,因此通过基于圆形近似的上述(a)的手法也能够进行形状评价。另一方面,在形状复杂的右心室的情况下,优选的是,通过各个长轴的层级(h)中的短轴 C 面内使用(b)或(c)的例

子,来定义与 $D(h)$ 有关的长径 $\alpha(h)$ 和短径 $\beta(h)$ 这样的局部的短轴径,评价详细的形状信息。

[0084] 作为长径 $\alpha(h)$ 和短径 $\beta(h)$,可以通过各个 $D(h, d, t)$ 的最大值和最小值这样的统计信息来求取,也可以假定图 14 所示那样的椭圆的形状来求取。该情况下,例如,可以以上述(a)的手法所示那样求取 C 面的面积 $S(h)$,以 $D(h, d, t)$ 的最大值或最小值来规定与 C 面有关的椭圆的长径和短径中的一方的径 $x(h)$,通过 $y(h) = S(h) / (\pi \cdot x(h))$ 来推测另一方的径 $y(h)$ 。并且,可以使用同一 C 面上的各顶点处的 $D(h, d, t)$ 的顶点间的方差或标准偏差这样的统计信息来评价详细的形状信息。当然,不仅是右心室,对于左心室的形状评价也可以使用上述那样的详细的形状信息来进行评价。

[0085] (变形例 2)

[0086] 在上述实施方式中,例如使用与一次心跳内的各时相对应(全时相的)图像数据来执行追踪处理,取得各时相的关注区域内的组织的位置信息,而执行了上述形状信息计算功能。但是,也可以根据需要,使用与期望的时相(例如,扩张末期,收缩末期等)或期望的期间(扩张期,收缩期)等的限定的时相对应的图像数据来执行追踪处理,取得全时相的关注区域内的组织的位置信息,而取得与期望的时相或期间对应的形状指标。

[0087] 并且,在上述实施方式中,使用横跨一次心跳以上的期间的图像数据来执行追踪处理,并使用该结果而执行了上述形状信息计算功能。但是,也可以构成为,使用横跨不局限于心动周期的规定期间(例如,一次心跳以下的几百毫秒间等)的图像数据来执行追踪处理,并使用该结果来执行上述形状信息计算功能。该构成有利于下述情况:例如,像胎儿的心脏那样难以把握正确的心动周期的情况,像肝肿瘤等那样不需要特别局限于心动周期的情况,或在一次心跳以下的期间也能够充分取得形状信息的情况。

[0088] (变形例 3)

[0089] 例如在图 15 所示那样的长轴截面中,可以对从长轴的最深部到最浅部的各深度(各长轴层级 h)分别计算局部短轴径 $D(h)$,使用所求取到的多个局部短轴径 $D(h)$ 来计算规定的统计量(例如,局部短轴径 $D(h)$ 的平均值、最大值、最小值、中值、标准偏差等中的至少一个),并作为形状指标值进行显示。并且,例如在被扫描区域为三维区域的情况下,也可以通过所述的手法来分别计算长轴长度、和从长轴的最深部到最浅部的每个深度的局部短轴径 $D(h)$,并同样计算规定的统计量,来作为形状指标值进行显示。根据这样的构成,能够容易且迅速地视觉识别例如局部短轴径 $D(h)$ 的偏差等的分布信息。

[0090] (变形例 4)

[0091] 在上述实施方式中,例示了使用通过超声波诊断装置取得的超声波图像数据来执行形状信息计算功能的情况。但是,本形状信息计算功能也可以使用通过 X 射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置取得的图像数据来实现。并且,本形状信息计算功能不局限于安装在超声波诊断装置、X 射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置的各种形式中的例子,也可以构成为安装在医用图像处理装置(医用工作站)中。

[0092] 根据以上所述的本超声波诊断装置,使用通过横跨至少一个周期以上的追踪处理而得到的组织的位置信息来自动计算形状信息(诊断对象的长轴长度 L 、短轴径 D 等的与形状有关的直接的信息,或者对使用诊断对象的长轴长度 L 和短轴径 D 而得到的反映运动的组织的形状的指标值(形状指标值)),并以规定的形态进行输出。因此,能够简单且迅速地

对任意的时相下的心脏的形状信息进行定量化。并且,能够提供在一个心动周期范围内的偏心率之类的形状信息的像时间变化那样的新的病状评价法。

[0093] 并且,在基于三维的斑点追踪处理的形状指标计算处理中,能够将形状信息简便且唯一稳定地进行确定。因此,在与基于二维的追踪处理的形状指标计算处理相比较的情况下,能够一次性地具有高的再现性地取得网罗了整个心脏区域的形状信息,能够使图像诊断中的不确定要素降低,并使形状评价的精度提高。

[0094] 进而,能够将通过形状指标计算处理而得到的指标值与壁运动信息一起,以规定的形态进行显示。因此,观察者能够无特别负担地进行采用了表示形状的指标值和壁运动信息的图像诊断,能够有利于图像诊断的品质的提高。

[0095] 另外,本发明不限于上述实施方式的原样,实施阶段中在不脱离主旨的范围内能够变换构成要素而进行具体化。并且,通过上述实施方式所公开的多个构成要素的适当的组合,能够形成各种发明。例如,可以从实施方式所示的全部构成要素中删除几个构成要素。进而,可以将不同实施方式中的构成要素进行适当组合。

[0096] 符号的说明

[0097] 1...超声波诊断装置,11...超声波探头,13...发送单元,15...接收单元,17...B模式处理单元,19...移动矢量处理单元,21...图像生成单元,23...显示单元,31...控制单元(CPU),37...壁运动参数运算单元,38...指标值计算单元,39...存储单元,41...操作单元,43...收发单元

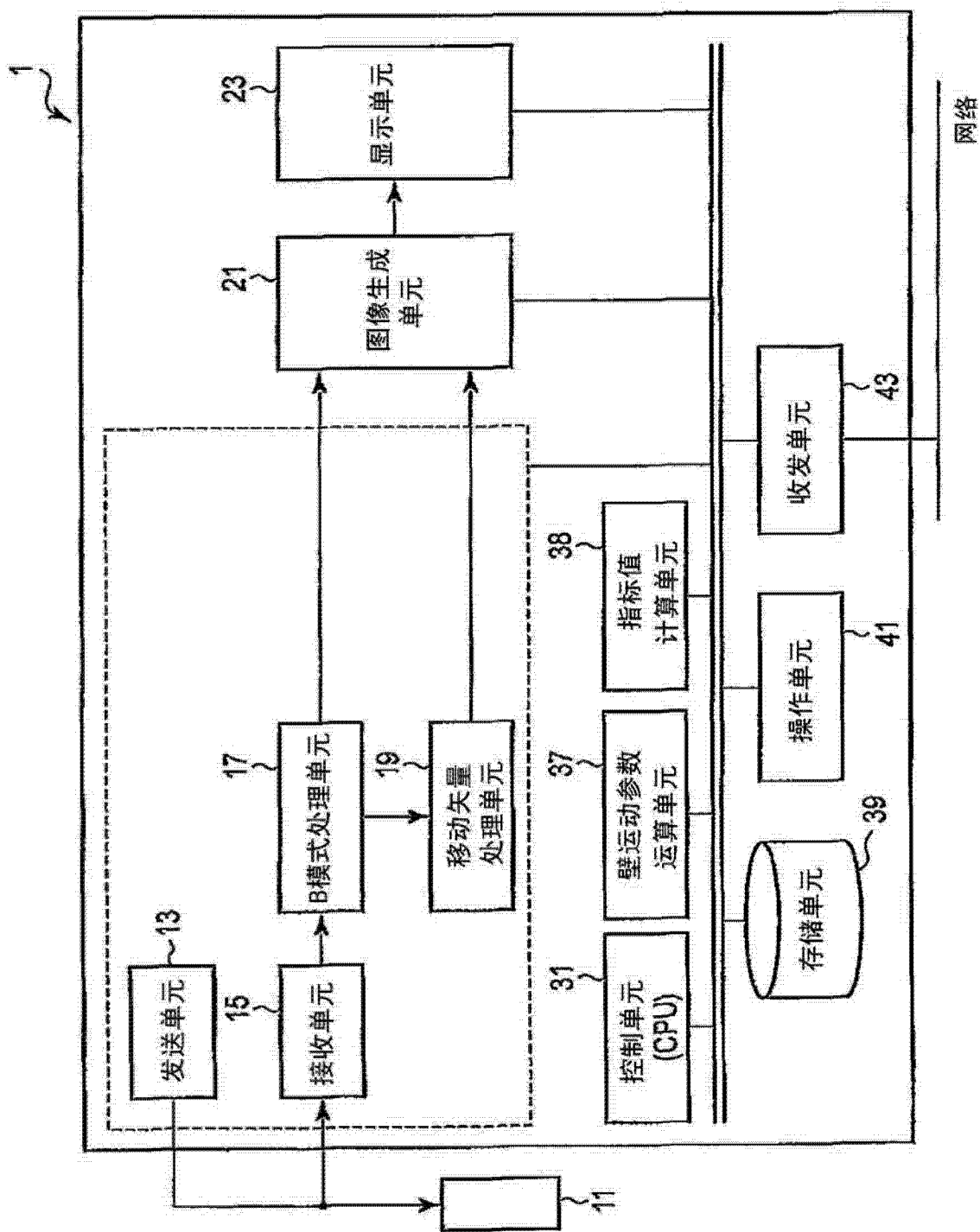


图 1

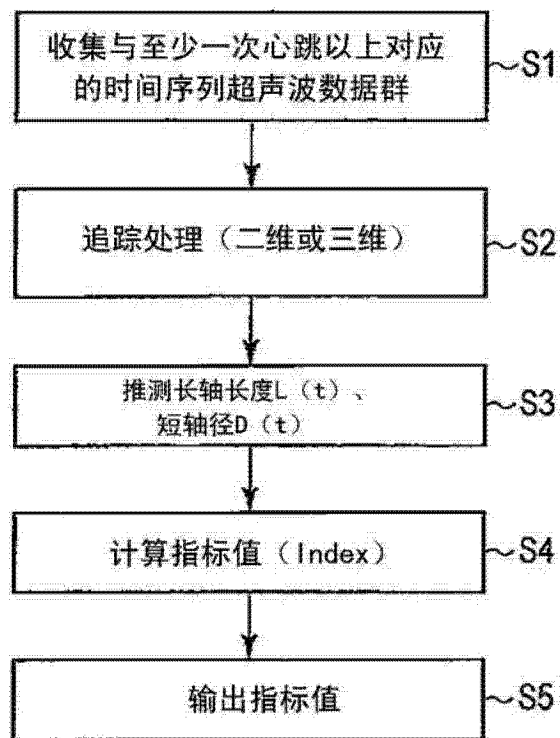


图 2

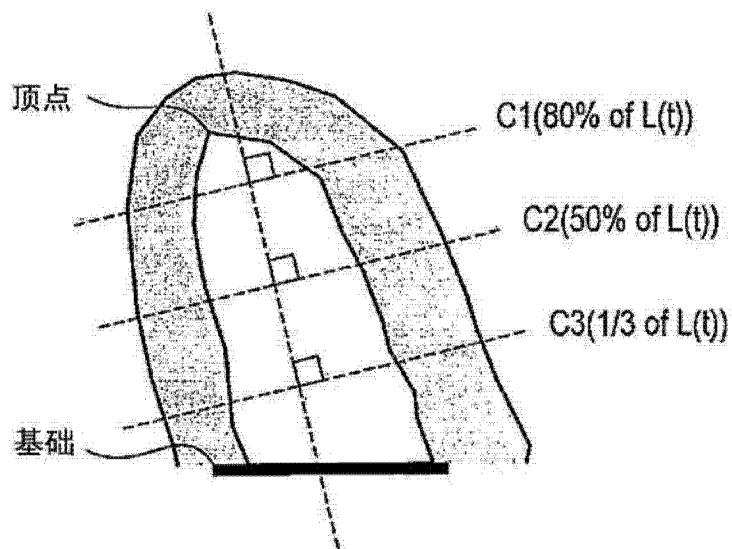


图 3

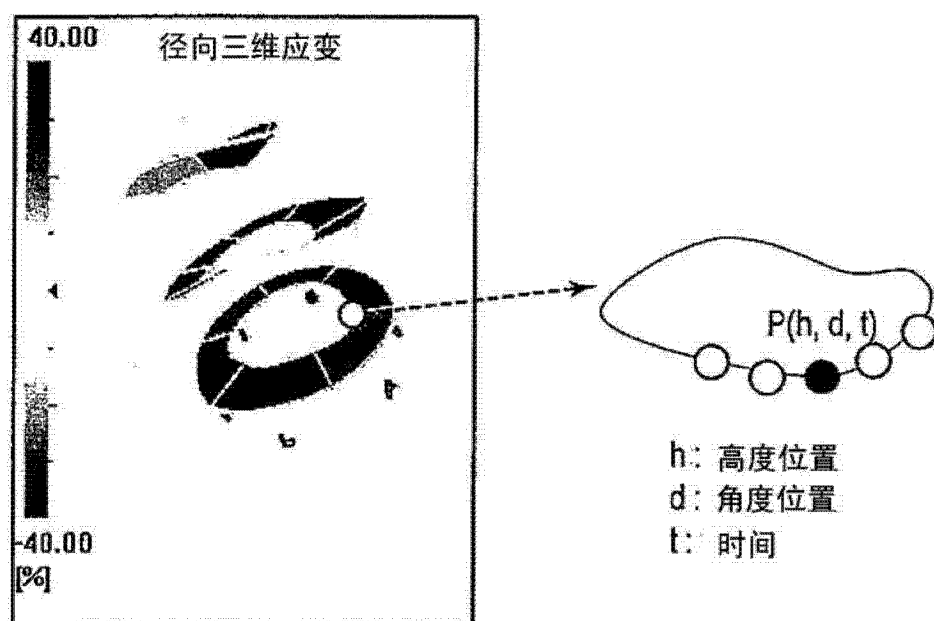


图 4

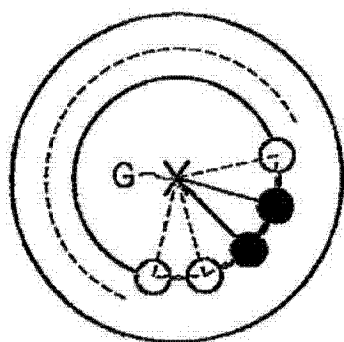


图 5

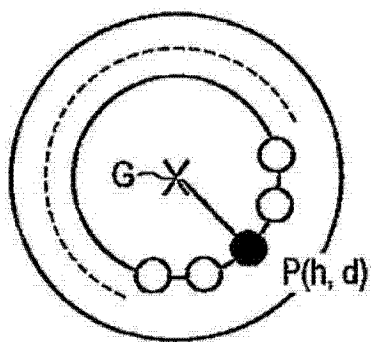


图 6

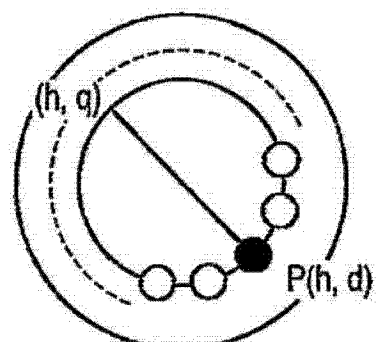


图 7

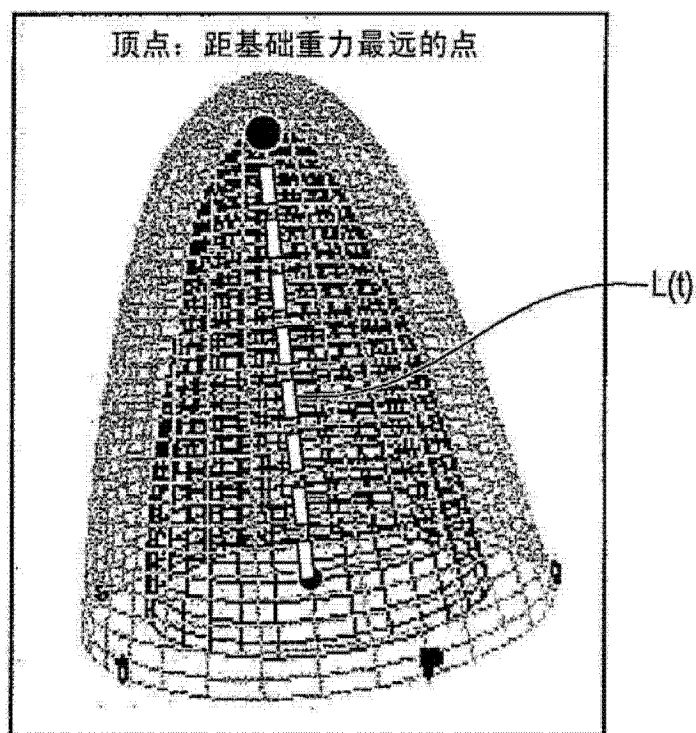


图 8

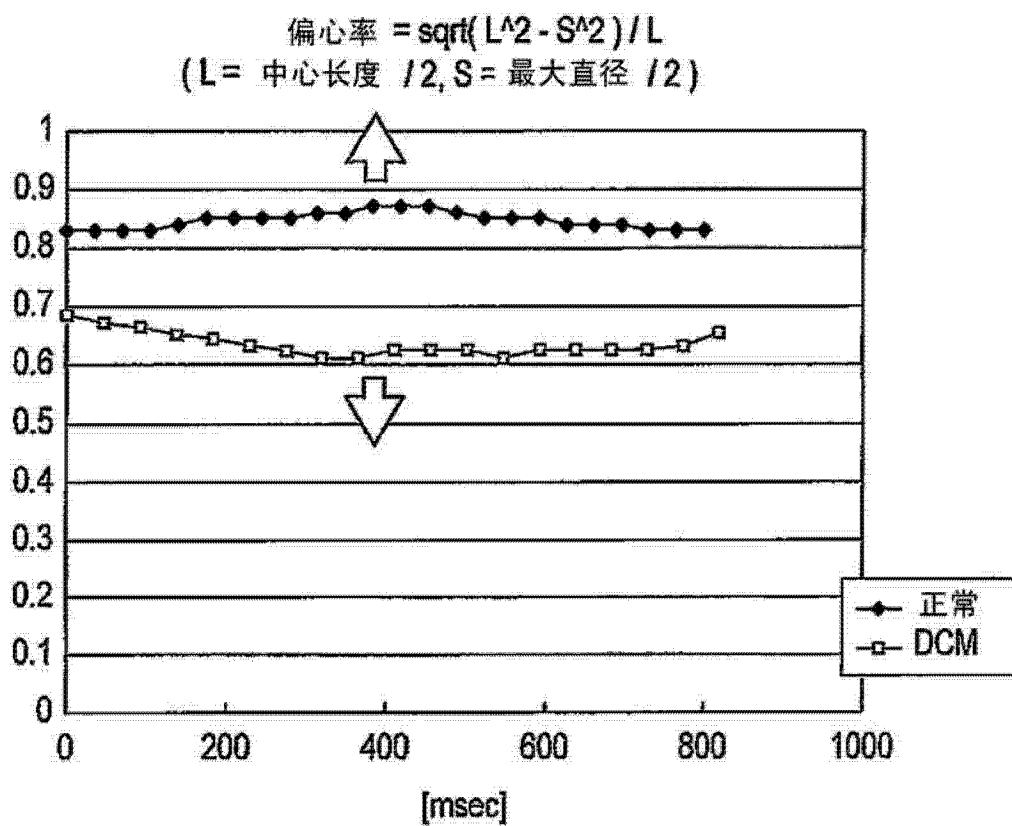
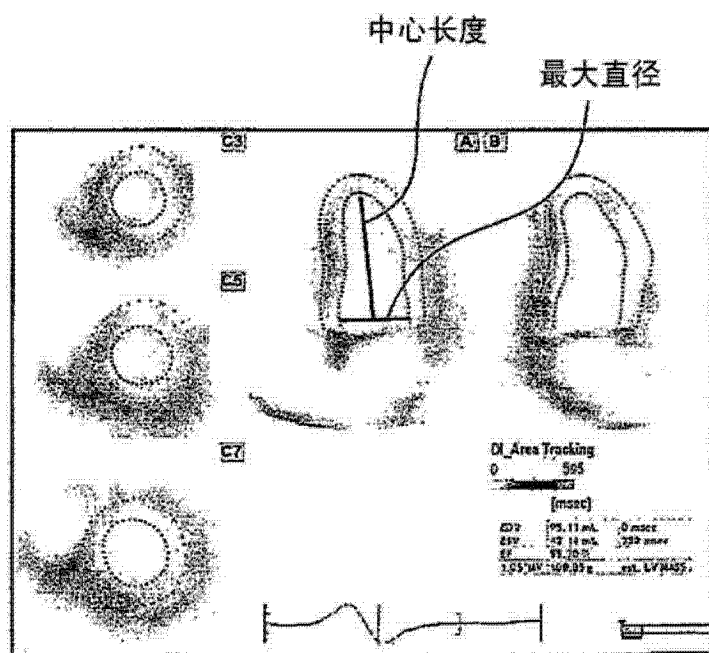
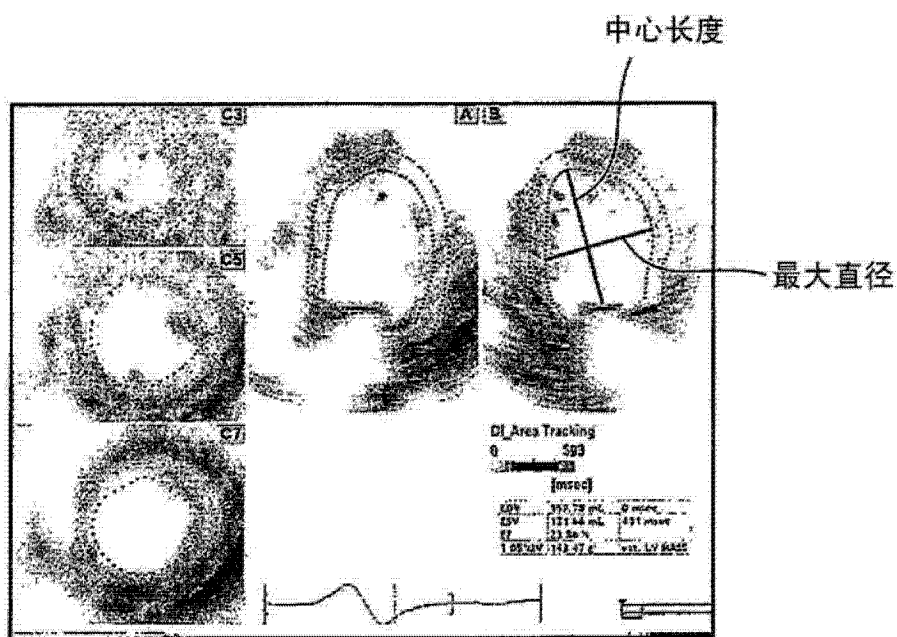


图 9



正常在ES时

图 10



DCM在ES时

图 11

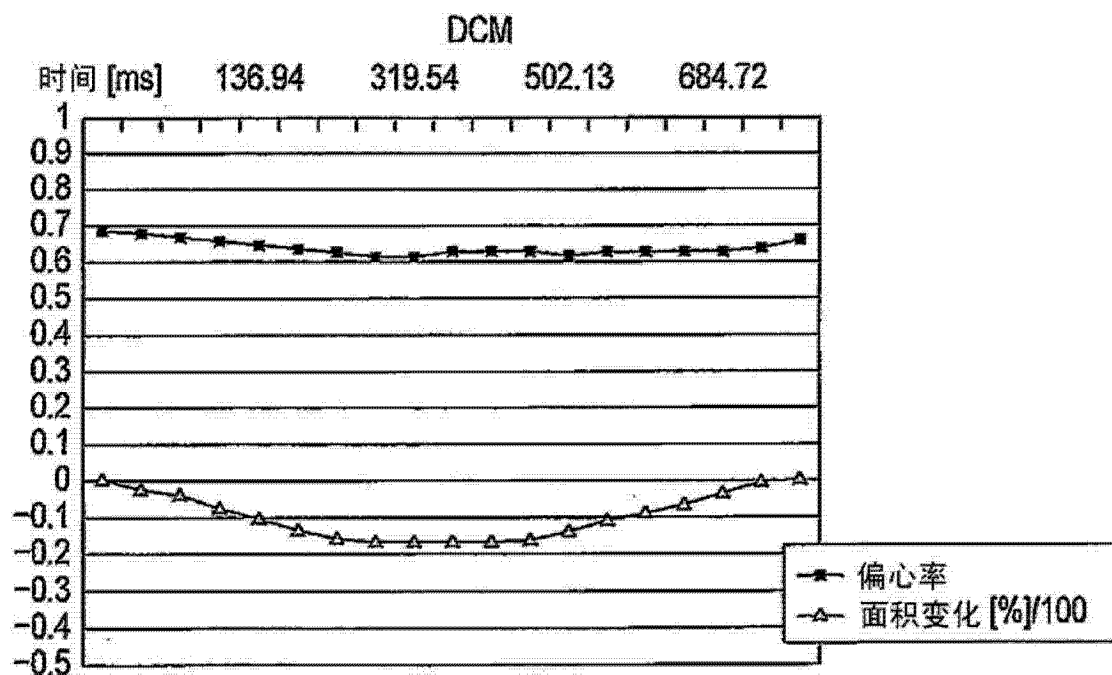


图 12

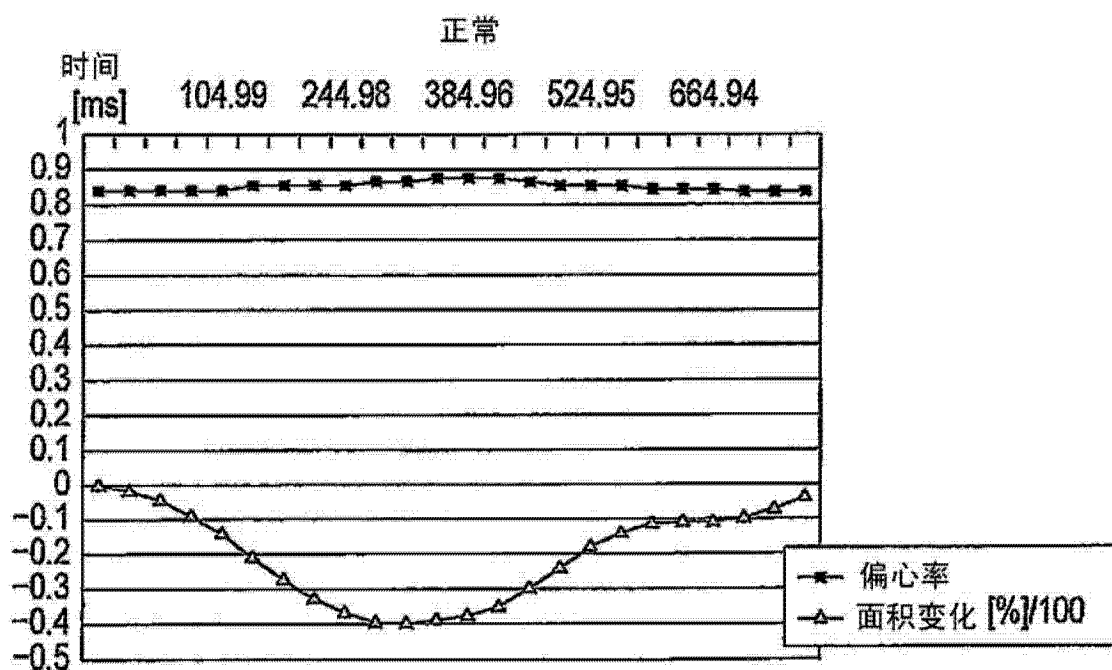


图 13

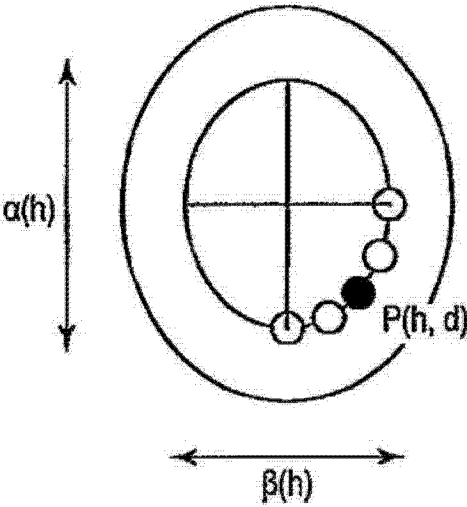


图 14

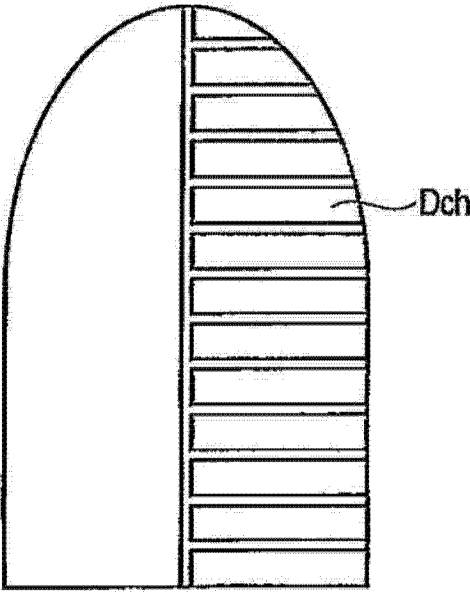


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置、医用图像处理方法		
公开(公告)号	CN102958452A	公开(公告)日	2013-03-06
申请号	CN201280001016.3	申请日	2012-06-11
[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 大内启之 川岸哲也		
发明人	阿部康彦 大内启之 川岸哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/5292 A61B8/0883 A61B8/483 A61B8/5223		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2011129532 2011-06-09 JP		
其他公开文献	CN102958452B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，具备：数据取得单元，按照组织区域横跨规定期间来执行超声波扫描，并取得与上述规定期间的各时相对应的多个图像数据；位置信息取得单元，通过执行使用了上述多个图像数据的至少一部分的追踪处理，来取得上述期间的至少一个时相的上述组织区域内的关注区域的位置信息；形状信息计算单元，使用上述期间的至少一个时相的上述关注区域的位置信息，来计算与上述至少一个时相的上述关注区域对应的形状信息；以及输出单元，输出上述至少一个时相的上述形状信息。

