



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102138808 B

(45) 授权公告日 2013.07.17

(21) 申请号 201110034047.6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011.02.01

A61B 8/00(2006.01)

(30) 优先权数据

审查员 杨星

2010-022506 2010.02.03 JP

2011-003228 2011.01.11 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 川岸哲也 内山进 佐藤俊介

桥本新一 阿部康彦 大内启之

(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 王永刚

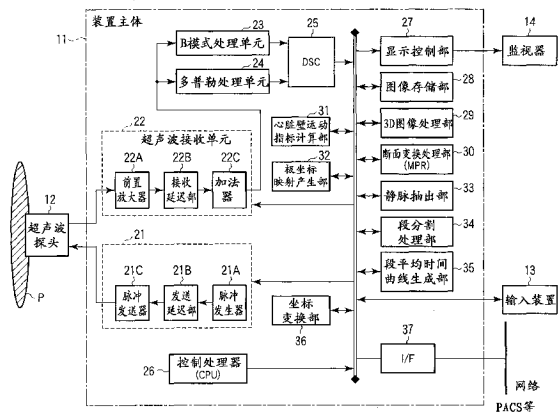
权利要求书2页 说明书6页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及医用图像处理装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置及医用图像处理装置。其目的在于提高与心脏壁的运动功能的指标相关的极坐标分布的利用价值。多个超声波图像覆盖包括被检体的心脏的三维区域。通过MPR处理部(30)根据超声波图像生成与心脏长轴相交的多个短轴图像。通过指标计算部(31),根据短轴图像计算与心脏壁的运动功能相关的指标。通过极坐标映射产生部(32)生成指标的极坐标映射。通过段平均时间曲线生成部(35)计算分别与划分极坐标映射的多个段对应的指标的平均值。通过输入装置(13)在短轴图像的静脉上指定关心点。通过段分割处理部(34)在与被指定的关心点的位置对应的极坐标分布上的位置设定段的边界。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

图像产生部,利用超声波对包含被检体的心脏的三维区域进行反复扫描而产生多个超声波图像的数据;

短轴图像生成部,根据上述超声波图像的数据生成与心脏长轴相交的多个短轴图像;

指标计算部,根据上述短轴图像计算与心脏壁的运动功能相关的指标;

极坐标分布生成部,生成上述指标的极坐标分布;

显示部,显示上述极坐标分布和上述短轴图像;

操作部,用于进行在上述显示的短轴图像的静脉上指定关心点的操作;

段设定部,在与指定的上述关心点的位置对应的上述极坐标分布上的位置上设定划分上述极坐标分布的多个段;以及

平均计算部,计算分别与上述多个段对应的上述指标的平均值。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,还具备:

时间曲线产生部,产生分别与上述多个段对应的、与上述指标的平均值相关的多个时间曲线。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述段设定部根据上述关心点的位置设定上述段所具有的、与上述极坐标分布的半径方向相关的宽度。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述段设定部根据上述关心点的位置使上述段的角度变化。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述段设定部根据上述关心点的位置使上述段的位置偏移。

6. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

图像产生部,利用超声波对包含被检体的心脏的三维区域进行反复扫描而产生多个超声波图像的数据;

短轴图像生成部,根据上述超声波图像的数据生成与心脏长轴相交的多个短轴图像;

指标计算部,根据上述短轴图像计算与心脏壁的运动功能相关的指标;

极坐标分布生成部,生成上述指标的极坐标分布;

位置确定部,根据上述短轴图像自动地确定静脉位置;

段设定部,在与确定的上述静脉位置对应的上述极坐标分布上的位置上设定划分上述极坐标分布的多个段;以及

平均计算部,计算分别与上述多个段对应的上述指标的平均值。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述位置确定部使用覆盖包含静脉的局部区域的至少一个静脉图案,通过图案匹配确定上述静脉位置。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在上述静脉图案中包含与健康者相关的静脉图案和与非健康者相关的静脉图案,从上述静脉图案中选择应用于上述图案匹配的一个静脉图案。

9. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述段设定部根据上述静脉位置使上述段的角度变化。

10. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于:
上述段设定部根据上述静脉位置使上述段的位置偏移。
11. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具备:
图像存储部,存储与包含被检体的心脏的三维区域相关的多个医用图像的数据;
短轴图像生成部,根据上述医用图像的数据生成与心脏长轴相交的多个短轴图像;
指标计算部,根据上述短轴图像计算与心脏壁的运动功能相关的指标;
极坐标分布生成部,生成上述指标的极坐标分布;
段设定部,根据上述短轴图像,在与由操作者指定的静脉位置或通过图案匹配确定的静脉位置对应的上述极坐标分布上的位置上设定划分上述极坐标分布的多个段;以及
平均计算部,计算分别与上述多个段对应的上述指标的平均值。
12. 根据权利要求 11 所述的医用图像处理装置,其特征在于,还具备:
时间曲线产生部,产生分别与上述多个段对应的、与上述指标的平均值相关的多个时间曲线。
13. 根据权利要求 11 所述的医用图像处理装置,其特征在于:
上述段设定部根据上述静脉位置设定上述段所具有的、与上述极坐标分布的半径方向相关的宽度。
14. 根据权利要求 11 所述的医用图像处理装置,其特征在于:
上述段设定部使上述段的角度与上述静脉位置对应地变化。
15. 根据权利要求 11 所述的医用图像处理装置,其特征在于:
上述段设定部使上述段的位置与上述静脉位置对应地偏移。
16. 根据权利要求 11 所述的医用图像处理装置,其特征在于,还具备:
位置确定部,根据上述短轴图像自动地确定静脉位置;
上述位置确定部使用覆盖包含静脉的局部区域的至少一个静脉图案,通过图案匹配确定上述静脉位置。
17. 根据权利要求 16 所述的医用图像处理装置,其特征在于:
在上述静脉图案中包括与健康者相关的静脉图案和与非健康者相关的静脉图案,从上述静脉图案中选择应用于上述图案匹配的一个静脉图案。

超声波诊断装置及医用图像处理装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2010 年 2 月 3 日提交的在先的日本专利申请 No. 2010-022506 和 2011 年 1 月 11 日提交的在先日本专利申请 No. 2011-003228 并要求其优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明涉及超声波诊断装置及医用图像诊断装置。

背景技术

[0004] 作为心脏的非同步性运动的治疗方法,存在 CRT。存在想要将引线的位置放置在非同步表现最强的部分的需求。此时,成为标志的是心大静脉及心前静脉的位置。

[0005] 另外,作为非同步的评价,存在根据壁运动追踪(心脏壁追踪)的参量成像(也称极坐标分布、极坐标映射),虽然能够确定延迟部位,但与上述静脉的位置关系不明确。

[0006] 也可以通过上述壁运动追踪在跨越心脏整体范围的多个点上计算例如每个心搏时相的微小区间或从扩张末期(ED)到收缩末期(ES)的心脏壁厚的变化率等的心脏壁的运动功能的指标(运动指标)。但是,心脏从心尖部到心基部是纵长的。通常为了能够一下子观察该纵长的心脏整体的运动指标,生成作为其显示形式一般被称为极坐标映射(polar map)的极坐标分布。众所周知,极坐标是用(r 、 θ)表示平面的表现方法,在此,分别分配 θ 为绕心轴的角度、 r 为从心尖部朝向心基部的各短轴图像的切片编号。

[0007] 另外,将极坐标分布在其半径方向及圆周方向上分割为多个段,针对各段计算运动指标的平均值,用与该平均值对应的色相彩色显示段帧(segment frame),或者在每个段上生成并同时显示与运动指标的平均值相关的时间变化。段与心脏组织无关地在圆周方向上被平均分割。根据各段覆盖的心脏组织的范围,平均值会发生偏差。因此,与运动指标的平均值相关的时间变化的可靠性并不高。

[0008] 由于上述的理由,与心脏壁的运动功能的指标相关的极坐标分布的利用价值并不高。

发明内容

[0009] (发明要解决的课题)

[0010] 本发明的目的是提高与心脏壁的运动功能的指标相关的极坐标分布的利用价值。

[0011] (本发明采用的方案)

[0012] 本发明使用多个超声波图像。多个超声波图像覆盖包括被检体心脏的三维区域。根据超声波图像生成与心脏长轴相交的多个短轴图像。根据短轴图像计算与心脏壁的运动功能相关的指标。生成指标的极坐标映射。计算分别与划分极坐标映射的多个段对应的指标的平均值。操作者在短轴图像的静脉上指定关心点。在与被指定的关心点的位置对应的极坐标分布上的位置上设定段的边界。

[0013] (发明效果)

[0014] 本发明能够提高与心脏壁的运动功能的指标相关的极坐标分布的利用价值。

附图说明

[0015] 图 1 为表示与本发明的实施方式相关的超声波诊断装置的结构图。

[0016] 图 2 为表示在图 1 的图像存储部中存储的三维超声波图像数据的图。

[0017] 图 3 为表示在图 1 的断面变换部中制作的短轴图像的断面的图。

[0018] 图 4 为表示图 3 的断面的组织结构的图。

[0019] 图 5 为基于图 1 的心脏壁运动指标计算部的指标运算的补充说明图。

[0020] 图 6 为表示基于图 1 的极坐标映射产生部的极坐标的图。

[0021] 图 7 为表示图 1 的极坐标映射产生部产生的极坐标映射的图。

[0022] 图 8 为表示图 1 的监视器的显示画面例的图。

[0023] 图 9 为表示由图 1 的段平均时间曲线生成部生成的段平均值的时间曲线的图。

[0024] 图 10 为表示重叠有由图 1 的标记产生部产生的标记的极坐标映射的图。

[0025] 图 11 为表示由图 1 的段分割处理部初期设定的段设定的图。

[0026] 图 12 为表示由图 1 的段分割处理部根据静脉位置进行变更的段设定的图。

[0027] 图 13 为表示由图 1 的段分割处理部根据圆周方向的静脉位置的不同而对各段进行调整的段的图。

[0028] 图 14 为表示由图 1 的段分割处理部根据在长轴面上的静脉的弯曲位置对宽度进行调整的段设定的图。

[0029] 图 15 为表示用于补充图 14 的长轴图像的静脉走行的图。

[0030] 图 16 为表示由图 1 的段分割处理部根据静脉位置在圆周方向上偏移后的段设定的图。

[0031] 图 17 为基于图 1 的静脉抽出部的静脉抽出方法的说明图。

[0032] (符号说明)

[0033] 11... 超声波诊断装置主体、12... 超声波探头、13... 输入装置、14... 监视器、21... 超声波发送单元、22... 超声波接收单元、23... B 图案处理单元、24... 多普勒处理单元、26... 控制处理器、28... 图像存储部、29... 3D 图像处理部、30... 断面变换处理部 (MPR)、31... 心脏壁运动指标计算部、32... 极坐标映射产生部、33... 静脉抽出部、34... 段分割处理部、35... 段平均时间曲线生成部、37... 接口部。

具体实施方式

[0034] 本实施方式处理多个医用图像。多个医用图像构成覆盖包括被检体心脏的区域的多切片。各切片与心脏的长轴大致正交。各医用图像是心脏的短轴图像。各切片对应摄影时刻不同的、构成一连串的多医用图像。根据多个医用图像生成与心肌的运动指标相关的极坐标映射。极坐标映射被分割为多个段。对每个段计算运动指标的平均值。平均值的可用性与各段覆盖的范围相关。在本实施方式中使段的边界与静脉的位置相匹配。由此可以避免平均值的可用性由于静脉的影响而降低。

[0035] 作为本实施方式的处理对象的医用图像是以通过能够满足构成多切片、而且构成

一连串的摄影方法生成为条件的。最典型的是由超声波诊断装置生成的三维超声波图像。但是,本实施方式也可以将基于 X 射线计算机断层摄影装置的 CT 图像、基于磁共振成像装置 (MRI) 的 MR 图像、基于核医学诊断装置的 γ 射线图像和基于能够通过振动 C 型臂立体摄影的 X 射线诊断装置的 X 射线图像作为其处理对象。在此,以由典型的超声波诊断装置产生的三维超声波图像为例进行说明。

[0036] 另外,在本实施方式中,可以将该图像处理单元安装到超声波诊断装置等的图像摄影装置上进行提供,也可以与图像摄影装置分离而作为医用图像处理装置单独构成来进行提供。

[0037] 图 1 表示与本实施方式相关的超声波诊断装置的结构。该超声波诊断装置具有超声波诊断装置主体 11、超声波探头 12、输入装置 13 和监视器 14。超声波探头 12 利用由装置主体 11 的超声波发送单元 21 提供的驱动信号产生超声波。而且,超声波探头 12 将来自被检体的反射波变换为电信号。因此,超声波探头 12 具有多个压电振子。在压电振子的前侧配置有声匹配层。在压电振子的背侧配置有背衬材料,多个压电振子被排列成二维阵列状,以实现电力的三维扫描。

[0038] 从超声波探头 12 发送到被检体 P 的超声波在体内组织的声阻抗的不连续面逐次被反射。回波信号由超声波探头 12 进行接收。该回波信号的振幅取决于发生了反射的不连续面上的声阻抗的差。另外,当发送的超声波脉冲在移动的血流或心脏壁等的表面被反射时的回波由于多普勒效应,根据移动体的超声波发送方向的速度分量进行频率偏移。

[0039] 超声波发送单元 21 具有脉冲发生器 21A、发送延迟部 21B 和脉冲发送器 21C。脉冲发生器 21A 以规定的额定频率 f Hz (周期 $1/f$ 秒) 反复产生用于形成发送超声波的额定脉冲。发送延迟部 21B 将在每个通道中将超声波会聚成束状且确定发送指向性所需要的延迟时间提供给各通道的速率脉冲。脉冲发生器 21A 针对每个通道以基于额定脉冲的定时对探头 12 施加驱动脉冲。

[0040] 超声波接收单元 22 具有前置放大器 22A、A/D 转换器 (未图示)、接收延迟部 22B、加法器 22C 等。前置放大器 22A 使通过探头 12 获取的回波信号在每个通道放大。接收延迟部 22B 提供对放大后的回波信号确定接收指向性所需要的延迟时间,然后在加法器 22C 中进行加法处理。通过该加法运算,强调了来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射分量,并根据接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的综合波束。

[0041] 输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域 (ROI) 的设定指示和各种画质条件设定指示等取入到装置主体 11 的各种开关、按钮、轨迹球之外还有鼠标和键盘等。监视器 14 根据来自显示控制部 27 的视频信号将生物体内的形态学信息、血流信息显示为图像。

[0042] 装置主体 11 具有超声波发送单元 21 和超声波接收单元 22,并且具有控制装置整体的动作的控制处理器 26、B 图案处理单元 23 和多普勒处理单元 24。

[0043] B 模式处理单元 23 根据来自接收单元 22 的回波信号,通过对数放大或包络线检波处理等处理生成 B 模式图像的数据。显示控制部 25 通过查询表将 B 模式图像数据变换为利用显示亮度表示反射波强度的显示数据。

[0044] 多普勒处理单元 24 取出从接收单元 22 接收的回波信号的由于多普勒效应引起的偏移频率,作为移动体主要抽出血流分量,并对多个点分别求出平均速度、方差和功率等血

流数据。将得到的血流数据发送到数字扫描转换器 (DSC) 25, 变换为平均速度图像、方差图像、功率图像和这些的组合图像。另外, 将 B 模式图像的数据和基于多普勒的平均速度图像等的数据统称为超声波图像。

[0045] 数字扫描转换器 25 将超声波扫描的扫描线信号列变换为电视等代表的一般视频格式的扫描线信号列。为了存储变换后的超声波图像数据, 设置有图像存储部 28。

[0046] 接口部 37 通过网络与 PACS 等外部图像存储装置 (未图示) 连接。外部图像存储装置保管由 X 射线计算机断层摄影装置或磁共振影像装置等医用图像摄影装置产生的医用图像的数据。

[0047] 在本实施方式中, 具有根据用超声波对包括被检体的特定内脏器官、在此为图 2 所示的心脏区域的三维区域反复进行三维扫描得到的跨越多个心搏时相的多切片或容积等的三维超声波图像数据, 计算与心脏壁的运动功能相关的指标 (心脏壁运动指标), 通过将计算出的心脏壁运动指标分布在极坐标系而生成所谓极坐标映射的功能。

[0048] 断面变换处理部 (MPR) 30, 如图 3 所示, 从某个心搏时相的三维超声波图像数据中抽出自动识别的左心室的心轴, 生成分别与正交于该心轴的多个切片对应的多个断层图像 (短轴图像)。同样地, 断面变换处理部 30 对全部的心搏时相生成与各切片分别对应的短轴图像。图 4 所示的短轴图像的组织结构仅供参考。

[0049] 心脏壁运动指标计算部 31 针对各切片, 对如图 5 所示地以心轴为中心呈放射状扩散的多个方向, 分别计算与心搏时相不同的短轴图像、例如在时间轴上在相邻的短轴图像之间的心脏壁的厚度变化相关的心脏壁运动指标。心脏壁运动指标有如下种类, 通过输入装置 13 选择任意种类的指标。

[0050] • 某个心搏时相的左心室的心脏壁厚度与其它心搏时相的左心室的心脏壁厚度的厚度差的变化或者根据该厚度差得到的容积半径变化 (wall motion);

[0051] • 用某个心搏时相的左心室的心脏壁厚度与其它心搏时相的左心室的心脏壁厚度的差除以其它的左心室心脏壁厚度 (正规化) 得到的左心室心肌壁厚度变化率 (Wall Thickening);

[0052] • 用某个心搏时相的左心室心肌内径的平方减去其它的心搏时相的左心室心肌内径的平方得到容积变化、并将该容积变化除以其它的心搏时相的左心室心肌内径的平方得到的容积变化率 (Regional EF)

[0053] 极坐标映射产生部 32 通过在如图 6 所示的以心轴为中心的极坐标系的极坐标映射模板上, 在作为与对应的切片编号相应的同心圆的与其中的方向对应的位置上绘制由心脏壁运动指标计算部 31 计算出的心脏壁运动指标, 从而生成图 7 例示的极坐标映射。

[0054] 静脉抽出部 33 从由断面交换处理部 30 生成的扩张期的多个短轴图像中分别抽出图 2、图 3、图 4 所示的静脉区域。注意, 也可以通过静脉抽出部 33 在由操作者通过输入装置 13 在多个短轴图像上指定的位置抽出静脉区域。另外, 静脉抽出部 33 从由断面变换处理部 30 生成的、通过心轴的长轴图像中抽出静脉区域。此外, 也可以通过连接由操作者经由输入装置 13 在长轴图像上指定的多个位置来由静脉抽出部 33 抽出静脉区域。在这些静脉区域的抽出处理中, 典型的是应用使用静脉图案的图案匹配处理。

[0055] 通过静脉抽出部 33, 例如利用图案匹配技术, 在短轴图像上, 在左心室的心脏壁周围抽出 1 个或 2 个静脉位置。如图 17 所示, 根据来自健康者及非健康者的多个心脏短轴图

像,预先准备多种静脉图案。操作者选择任意种类的静脉图案。静脉图案是指以静脉为中心的局部区域的局部图像或其修正图像。在图案匹配中相对被检体的短轴图像移动基准图案。在各位置上计算基准图案和被检体的短轴图像的局部部分之间的相关系数。确定显示相关系数最大值的位置。将被确定的位置的基准图案的中心位置确定为静脉位置。

[0056] 另外,在静脉区域的抽出处理中,并不局限于超声波图像,也可以使用从相同的被检体收集到的 X 射线 CT 或基于 MRI 的断层图像或体数据或通过网络从 PACS 等取得的人体标准模型数据。

[0057] 段平均时间曲线生成部 35 根据由极坐标映射生成部 32 生成的不同时相的多个极坐标映射,如图 9 所示,生成表示心脏壁运动指标的时间变化的多个时间曲线。时间曲线是针对将极坐标映射分割的多个段的各个生成的。计算各段内的多个指标值的平均值。生成该平均值的时间曲线。

[0058] 段分割处理部 34 如图 11 所示地对于极坐标映射模板,将以心轴为中心的同心的环状区域的各个沿圆周方向分割为多个段。各环状区域沿圆周方向被分割为 6 个段。最初,段分割处理部 34 在半径方向上以相同宽度 ($SW1 = SW2 = SW3$) 划分环状区域,在圆周方向上以相同角度 ($\theta 1 = \theta 2 = \theta 3 = \theta 4 = \theta 5 = \theta 6$) 分割环状区域。当操作者通过输入装置 13 输入段分割变更指示时,段分割处理部 34 根据被抽出的静脉位置变更段的角度和宽度。

[0059] 首先,如图 12 所示,利用静脉抽出部 33 例如在短轴图像上在左心室的心脏壁周围抽出 2 个静脉位置。段分割处理部 34 根据抽出的静脉位置变更段的角度和宽度。以通过心轴和被抽出的 2 个静脉位置的方式设定 2 个段边界线。使 2 个段边界线所夹的角度范围为相同角度 ($\theta 1 = \theta 2$) 地设定 2 个段。使相反侧的大角度范围为相同角度 ($\theta 3 = \theta 4 = \theta 5 = \theta 6$) 地分割为 4 个段。多数情况下, $\theta 1 \neq \theta 3$ 。另外,也可以如图 13 所示针对每个环状区域抽出静脉区域,根据各个静脉位置针对环状区域分别设定段角。

[0060] 也可以如图 16 所示,根据一面的静脉位置,使等分割的 6 个段以保持等分割的状态沿圆周方向旋转偏移。操作者可以任意选择图 12 所示的段重设方法和图 16 所示的段重设方法之一。

[0061] 由此,通过按照静脉位置分割段,能够减轻静脉对段平均值的影响,提高与心脏壁的运动指标的平均值相关的时间变化具有的可靠性。

[0062] 另外,也可以如图 14 所示使各环状区域的段宽度 SW 彼此不同。在段分割处理部 34 中,例如如图 15 所示,从超声波图像或 CT 等基于其它医用图像装置的医用图像中抽出静脉中心线,对静脉中心线上的多个点分别计算以心尖部为原点的向量,用相邻点间的角度差在规定角度以上变化的点 51、52 划分环状区域。由此确定段宽度 SW,并适当变更环状区域的数量。

[0063] 3D 图像处理部 29 根据存储在图像存储部 28 中的三维超声波图像,通过由坐标变换、隐线处理及阴影处理构成的绘制处理,产生与监视器 14 的画面对应的具有立体视感的二维图像(称为立体视图像)。

[0064] 坐标变换部 36 在由断面变换部 30 产生的短轴图像、长轴图像及由 3D 图像处理部 29 产生的立体视图像的正交坐标系和极坐标映射的极坐标系之间进行坐标变换处理。通过该处理,能够在短轴图像等正交坐标系和极坐标映射的极坐标系之间确定相对位置。例如

在极坐标映射上操作者通过输入装置 13 指定关心点时,将该关心点的极坐标变换为短轴图像的正交坐标,以在与经过该变换的正交坐标对应的画面上的位置重叠点标记的方式,由坐标变换部 36 产生点标记数据。

[0065] 图 8 表示监视器 14 的显示画面例。在控制处理器 26 的控制下,利用显示控制部 27 构成该显示画面。在该显示画面中包括由断面变换处理部 30 生成的例如 3 切片的量的短轴图像 102 和正交的长轴图像 104。与这些短轴图像 102 和长轴图像 104 一起,被配置有极坐标映射 101。而且,重叠显示与多个段相关的多个指标平均时间曲线 103。在指标平均时间曲线 103 中,为了取得识别性而提供不同色相。极坐标映射 101 上重叠了段分割线,为了使段与时间曲线 103 建立对应,在段分割线中提供有与对应的时间曲线 103 相同的色相。

[0066] 如图 10 所示,例如在极坐标映射 101 上操作者通过输入装置 13 指定关心点时,利用坐标变换部 36 将该指定的关心点的极坐标变换为短轴图像 102 的正交坐标,利用坐标变换部 36 产生在该正交坐标上确定位置的点标记数据。点标记数据的坐标进而通过显示控制部 27 变换为监视器 14 的画面上的短轴图像 102 的显示区域的对应坐标,在短轴图像 102 上重叠点标记 105。

[0067] 另外,在短轴图像 102 上操作者通过输入装置 13 指定关心点时,通过坐标变换部 36 将该指定的关心点的正交坐标变换为极坐标映射 101 的极坐标,通过坐标变换部 36 产生在该极坐标上确定位置的点标记数据。点标记数据的坐标进而通过显示控制部 27 变换为监视器 14 的画面上的极坐标映射 101 的显示区域的对应坐标,在极坐标映射 101 上重叠点标记 105。

[0068] 另外,在长轴图像 104 上操作者通过输入装置 13 指定关心点时,通过坐标变换部 36 将该指定的关心点的正交坐标变换为极坐标映射 101 的极坐标,通过坐标变换部 36 产生在该极坐标上确定位置的点标记数据。点标记数据的极坐标进而通过显示控制部 27 变换为监视器 14 的画面上的极坐标映射 101 的显示区域的对应坐标,在极坐标映射 101 上重叠点标记。另外,通过坐标变换部 36 将该指定的关心点的正交坐标变换为短轴图像 102 的正交坐标,通过坐标变换部 36 产生在该正交坐标上确定位置的点标记数据。点标记数据的正交坐标进而通过显示控制部 27 变换为监视器 14 的画面上的短轴图像 102 的显示区域的对应坐标,在短轴图像 102 上重叠点标记。

[0069] 由此,能够在极坐标映射、短轴图像、长轴图像这 3 个图像之间互相确定位置。

[0070] 虽然对本发明的几种实施方式进行了说明,但这些实施方式仅是作为例子而示出的,并不用于限定本发明的范围。这些实施方式能够通过其它种种方式来实施,在不脱离发明的要旨范围内,可以进行种种省略、置换、变更。所附的权利要求和其等同部分旨在覆盖落入本发明的范围和精神内的这些方式和变形。

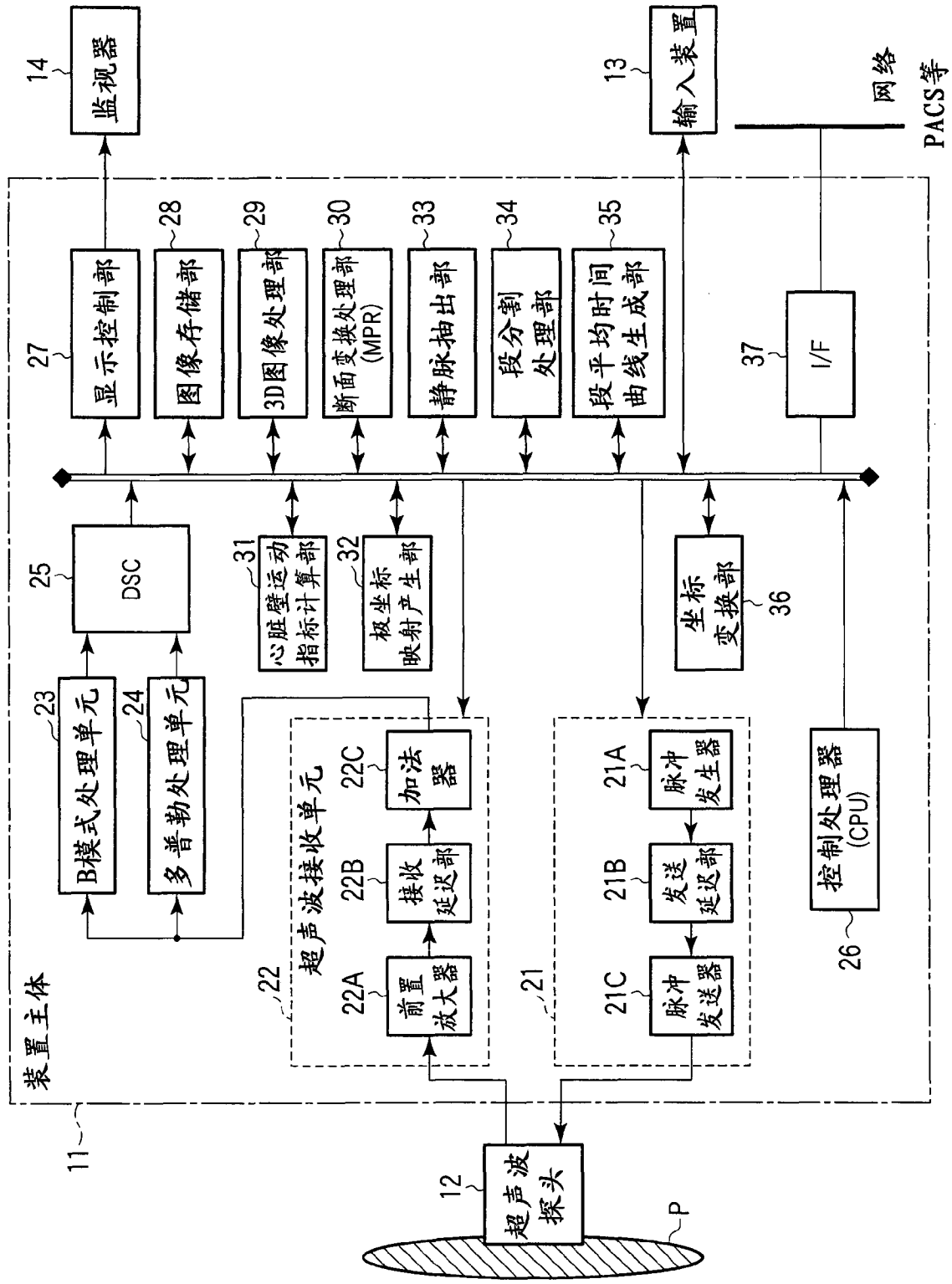


图 1

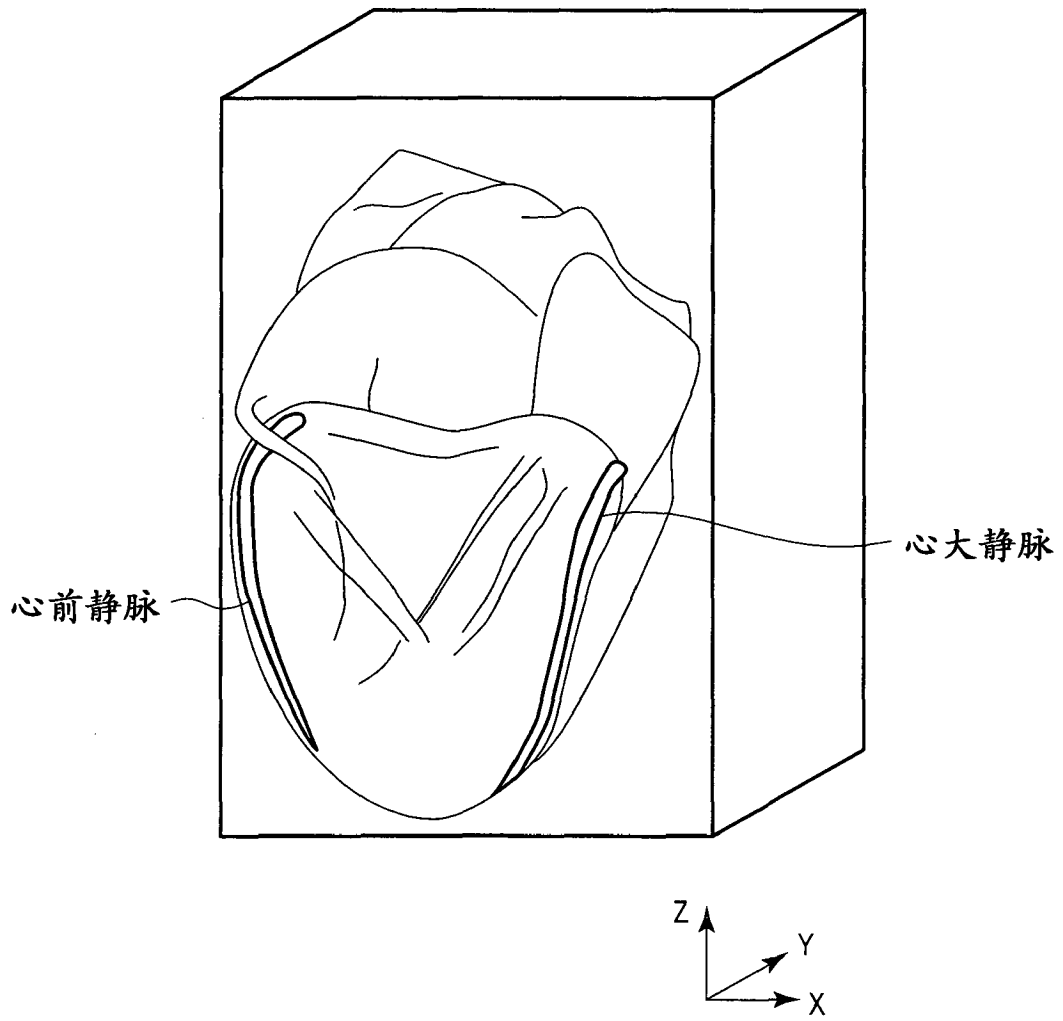


图 2

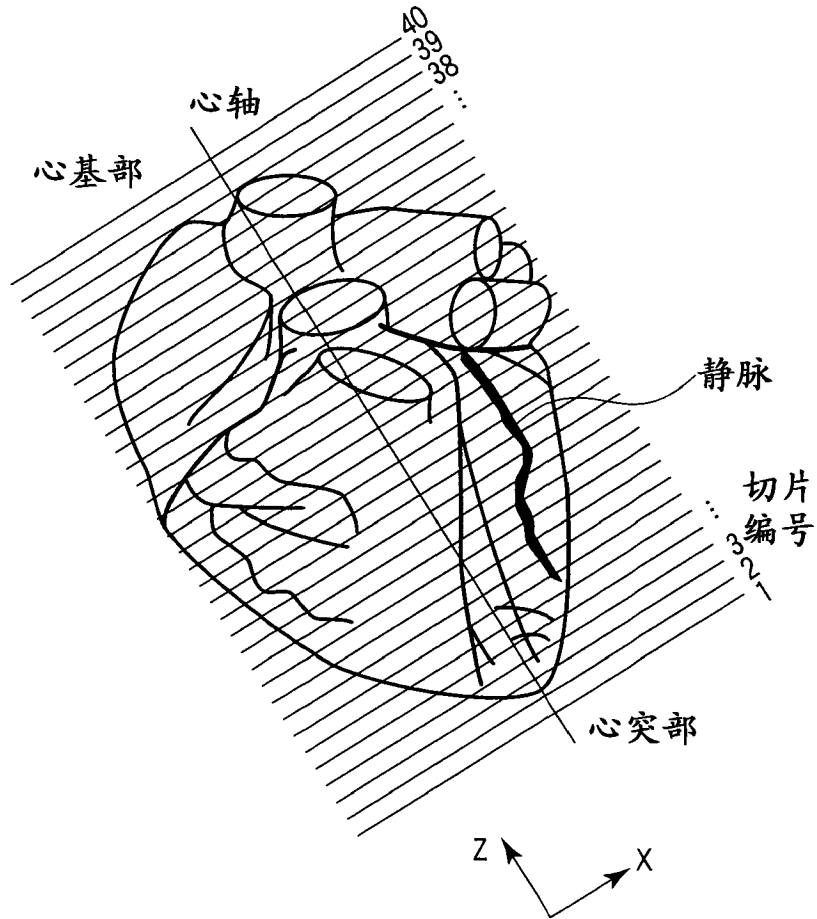


图 3

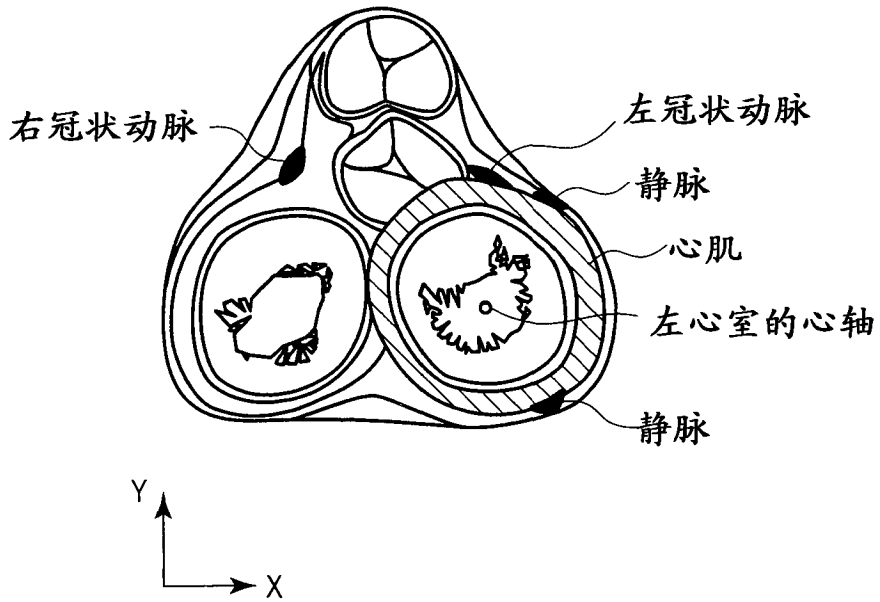


图 4

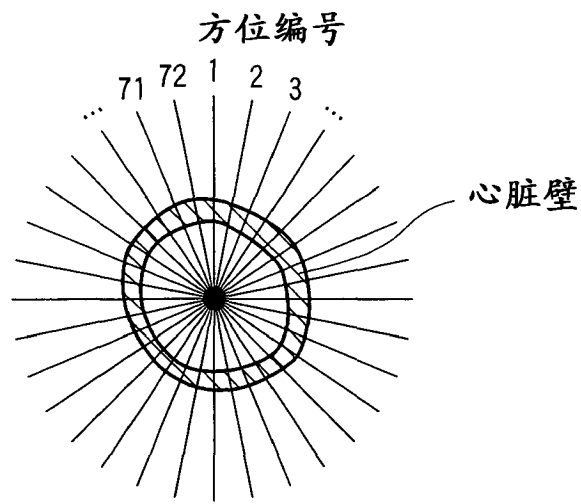


图 5

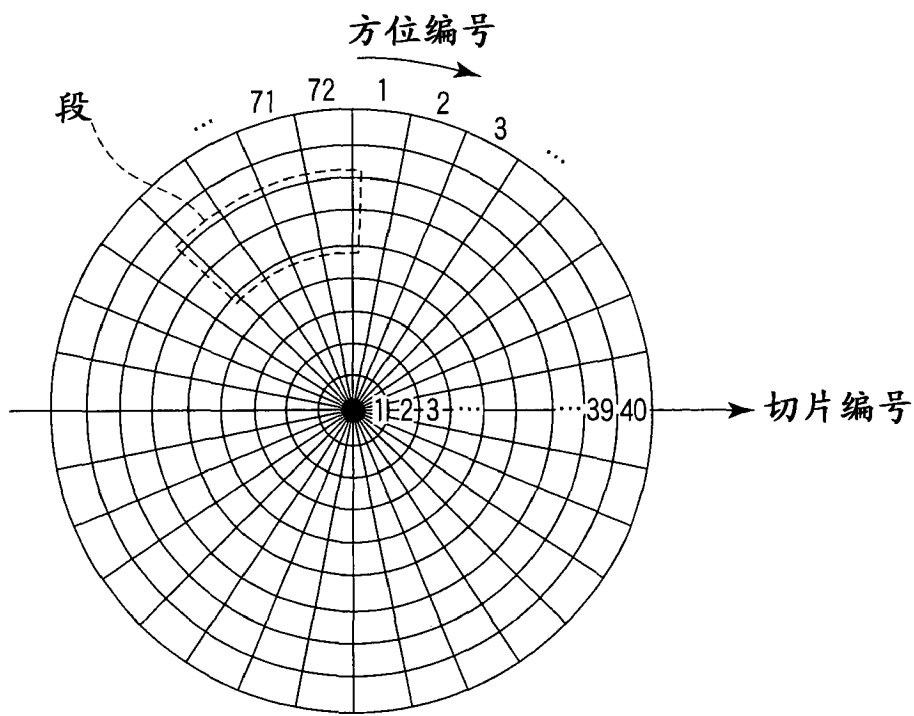


图 6

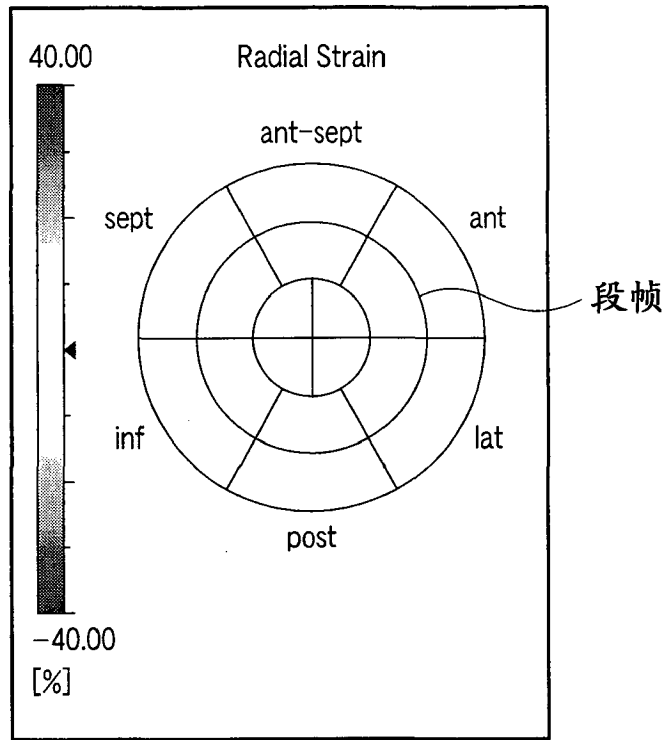
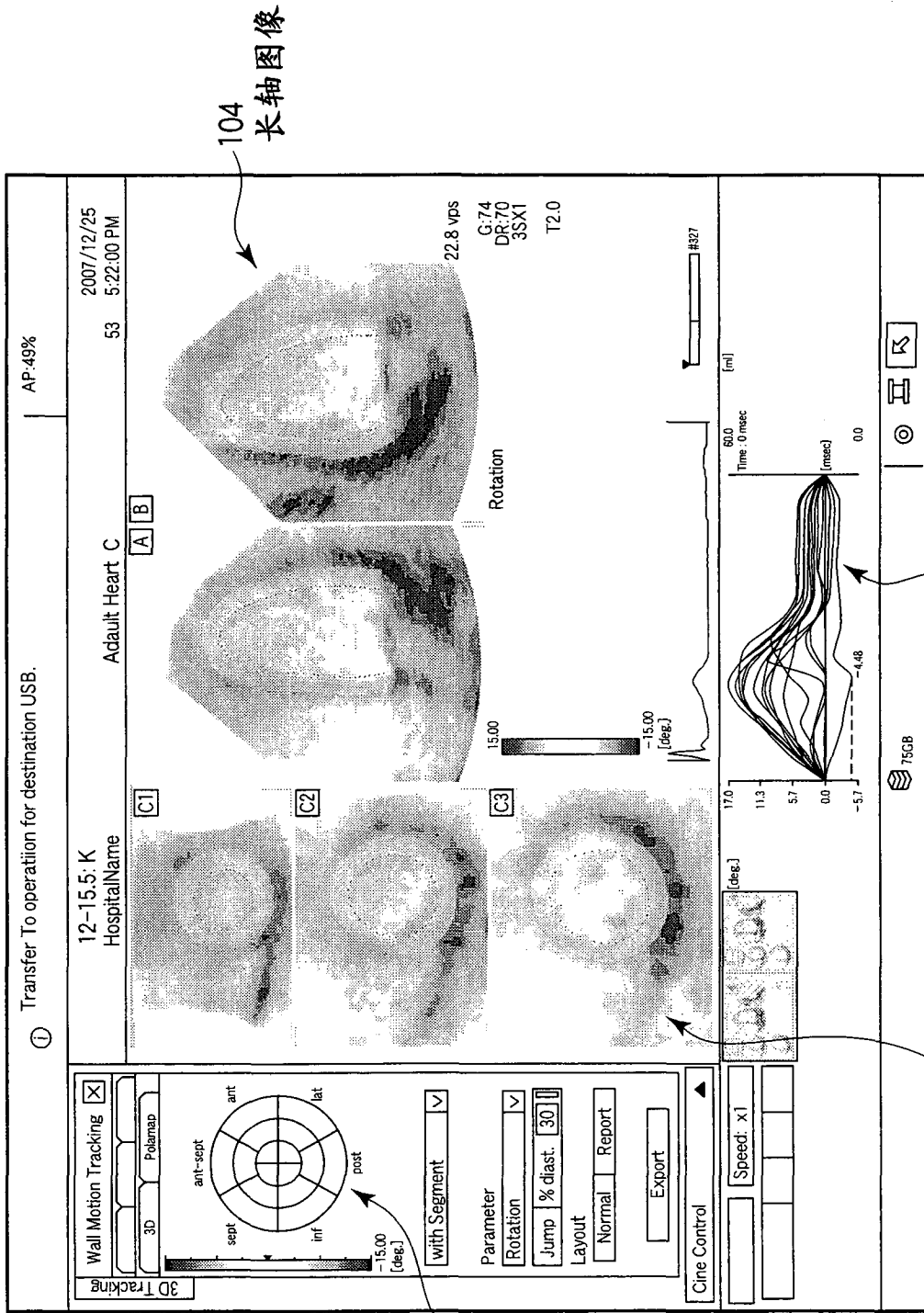


图 7



104 长轴图像

101 极坐标映射

102 短轴图像 (C模式图像) 103 各段的指标平均的时间曲线

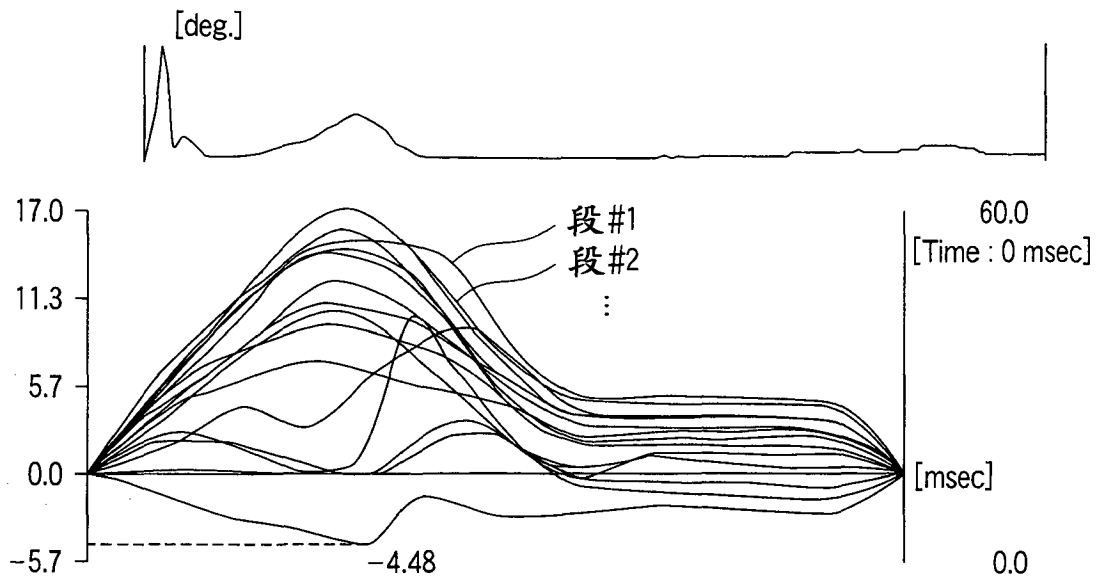


图 9

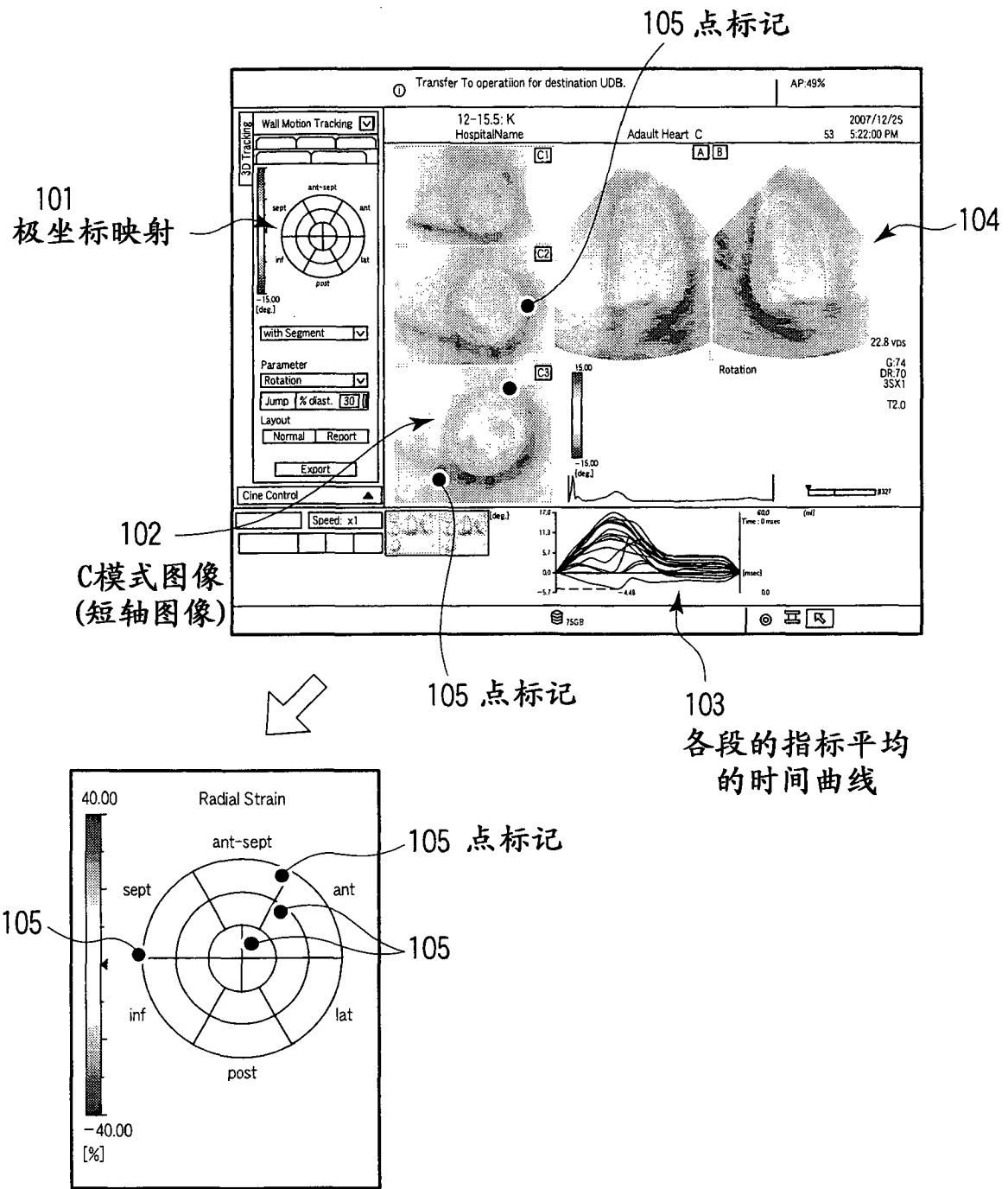


图 10

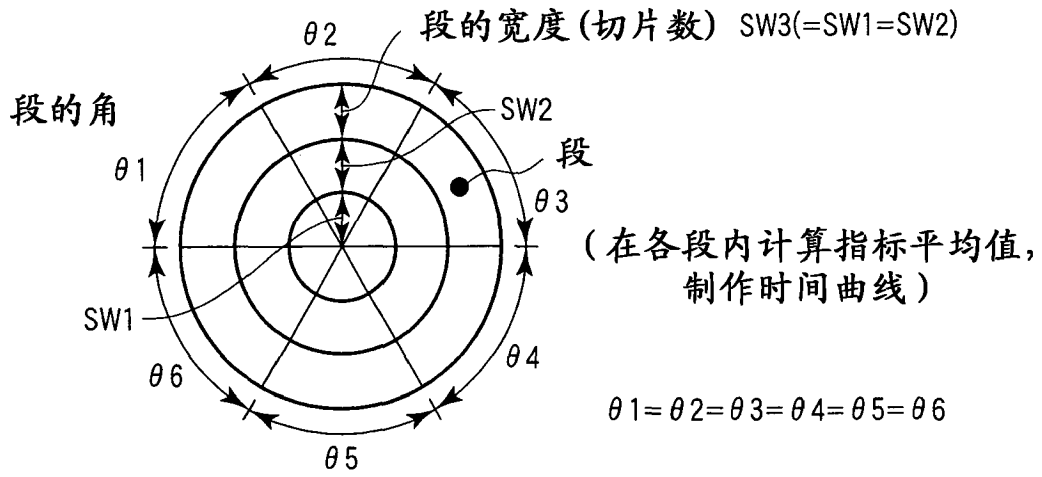


图 11

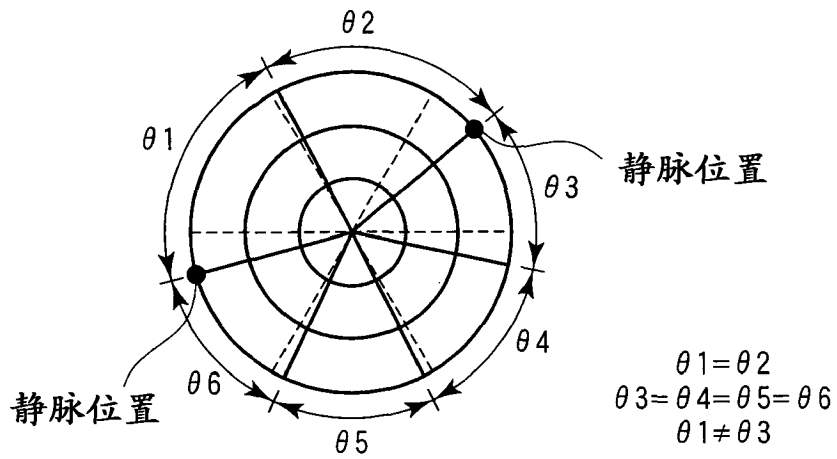


图 12

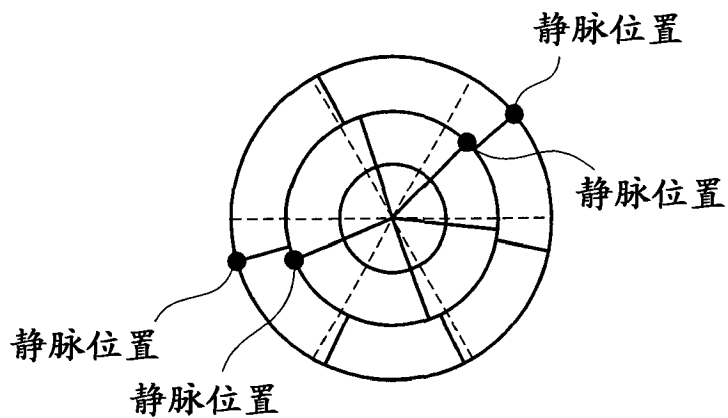


图 13

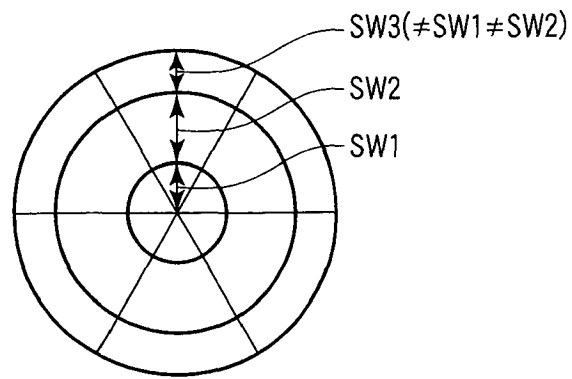


图 14

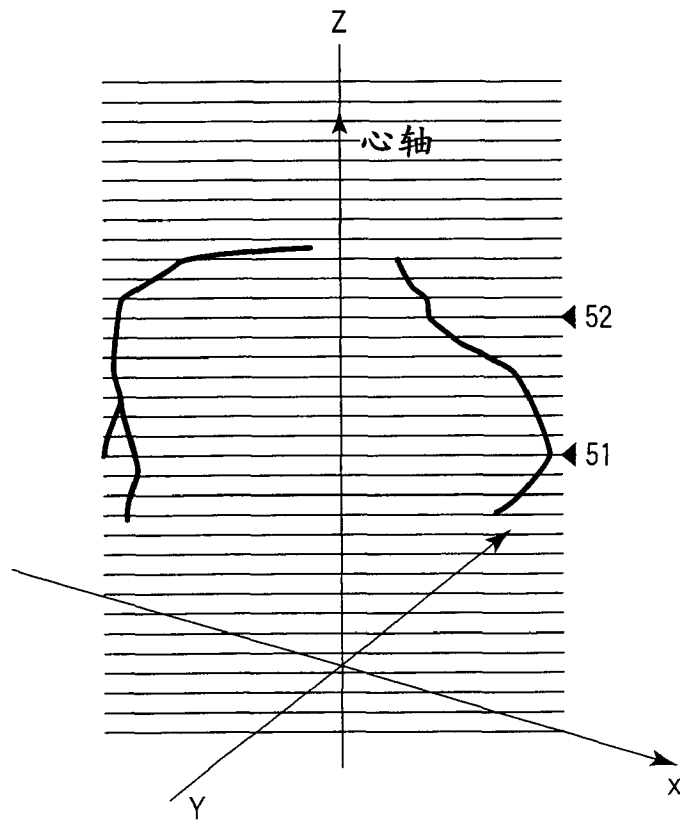


图 15

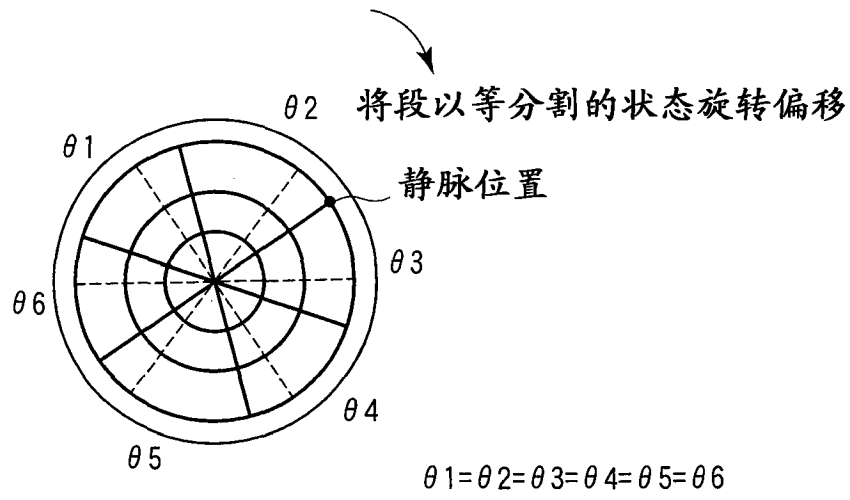


图 16

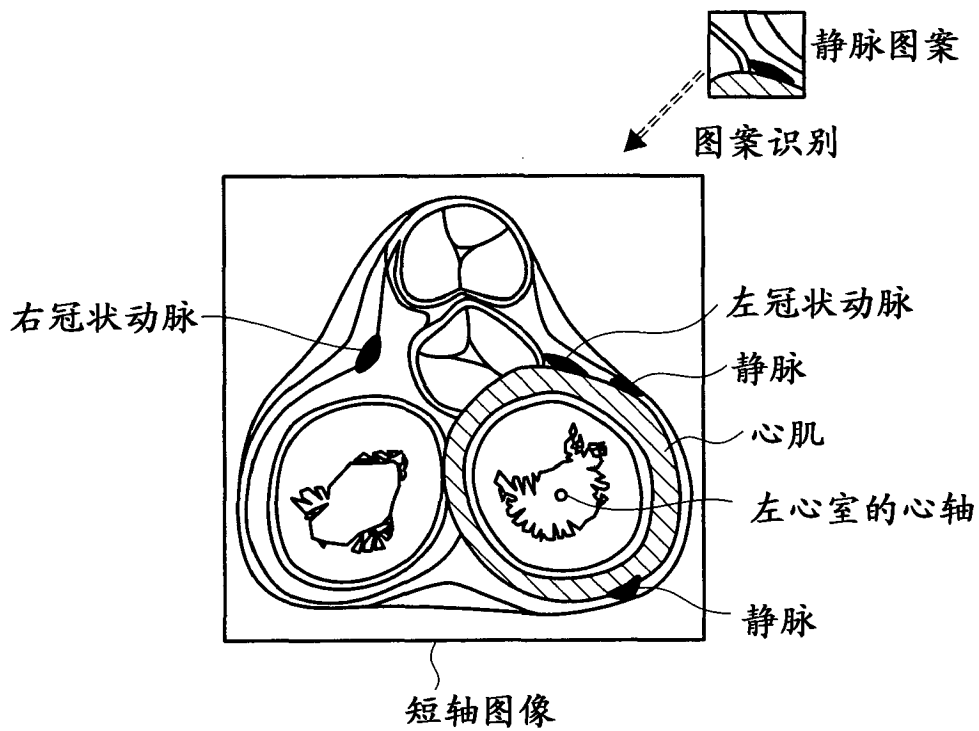


图 17

专利名称(译)	超声波诊断装置及医用图像处理装置		
公开(公告)号	CN102138808B	公开(公告)日	2013-07-17
申请号	CN201110034047.6	申请日	2011-02-01
[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 内山进 佐藤俊介 桥本新一 阿部康彦 大内启之		
发明人	川岸哲也 内山进 佐藤俊介 桥本新一 阿部康彦 大内启之		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 G06K9/00 A61B8/483		
代理人(译)	王永刚		
审查员(译)	杨星		
优先权	2011003228 2011-01-11 JP 2010022506 2010-02-03 JP		
其他公开文献	CN102138808A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置及医用图像处理装置。其目的在于提高与心脏壁的运动功能的指标相关的极坐标分布的利用价值。多个超声波图像覆盖包括被检体的心脏的三维区域。通过MPR处理部(30)根据超声波图像生成与心脏长轴相交的多个短轴图像。通过指标计算部(31)，根据短轴图像计算与心脏壁的运动功能相关的指标。通过极坐标映射产生部(32)生成指标的极坐标映射。通过段平均时间曲线生成部(35)计算分别与划分极坐标映射的多个段对应的指标的平均值。通过输入装置(13)在短轴图像的静脉上指定关心点。通过段分割处理部(34)在与被指定的关心点的位置对应的极坐标分布上的位置设定段的边界。

