



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111093511 A

(43)申请公布日 2020.05.01

(21)申请号 201880058074.7

(22)申请日 2018.11.30

(30)优先权数据

2018-031709 2018.02.26 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/044247 2018.11.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/163246 JA 2019.08.29

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 石黑俊

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 范胜杰 文志

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 11/80(2006.01)

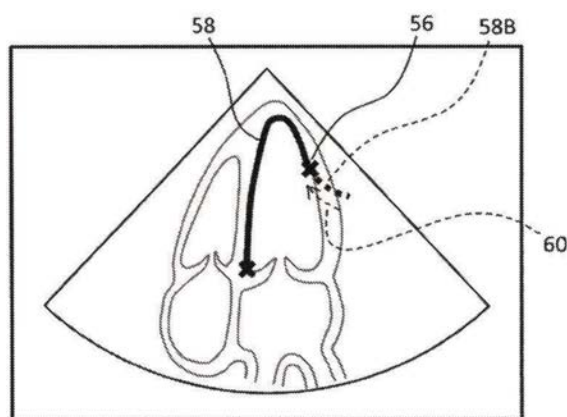
权利要求书2页 说明书9页 附图13页

(54)发明名称

医疗图像显示装置以及追踪线处理方法

(57)摘要

在超声波图像上手动移动指针,由此生成追踪线。如果使指针从开头坐标开始沿着追踪线回溯,则自动判定该操作是删除操作。根据此时的指针移动量部分地删除追踪线。在判定操作类别时,将移动向量与基准向量所成的角度与角度阈值进行比较。



1. 一种医疗图像显示装置,其特征在于,
上述医疗图像显示装置包含:
设备,其通过使指针在医疗图像上移动来描绘追踪线;
判定部,其根据从始点坐标延伸到当前的开头坐标的当前的追踪线以及决定了上述当前的开头坐标后的当前的指针坐标,判定从上述当前的开头坐标向上述当前的指针坐标的指针移动操作是追踪操作还是删除操作;以及
删除部,在判定为上述删除操作时该删除部部分或整体地删除上述当前的追踪线。
2. 根据权利要求1所述的医疗图像显示装置,其特征在于,
上述判定部根据上述当前的追踪线来决定删除操作判定条件,
在通过上述指针移动操作满足上述删除操作判定条件时,上述判定部判定为上述删除操作。
3. 根据权利要求2所述的医疗图像显示装置,其特征在于,
上述判定部根据从上述当前的开头坐标到上述当前的追踪线上的基准点坐标为止的基准向量决定角度条件来作为上述删除操作判定条件,
在从上述当前的开头坐标到上述当前的指针坐标为止的移动向量满足上述角度条件时,上述判定部判定为上述删除操作。
4. 根据权利要求2所述的医疗图像显示装置,其特征在于,
上述判定部根据上次的判定结果以及指针停止时间中的至少一方使上述删除操作判定条件变化。
5. 根据权利要求3所述的医疗图像显示装置,其特征在于,
上述基准点坐标是通过从上述当前的开头坐标沿上述当前的追踪线返回而决定的坐标,根据从上述当前的开头坐标到上述当前的指针坐标为止的指针移动量来决定此时的返回量。
6. 根据权利要求1所述的医疗图像显示装置,其特征在于,
上述删除部根据从上述当前的开头坐标到上述当前的指针坐标为止的指针移动量,决定在上述当前的追踪线中从上述当前的开头坐标回溯删除的删除量。
7. 根据权利要求6所述的医疗图像显示装置,其特征在于,
将上述当前的追踪线作为由多个追踪点坐标组成的坐标列进行管理,
在部分删除上述当前的追踪线时,按照上述删除量使上述坐标列的一部分无效,然后在剩余的坐标列的开头追加新的当前的开头坐标。
8. 根据权利要求1所述的医疗图像显示装置,其特征在于,
每次更新上述当前的指针坐标时,判定上述指针移动操作是否是上述删除操作,
当使上述指针沿着上述当前的追踪线继续回溯时,上述当前的追踪线逐渐变短。
9. 根据权利要求1所述的医疗图像显示装置,其特征在于,
上述医疗图像显示装置包含显示器,该显示器显示上述判定部的判定基准以及上述判定部的判定结果中的至少一方。
10. 一种追踪线处理方法,其特征在于,
上述方法包含:
根据从始点坐标延伸到当前的开头坐标的当前的追踪线以及决定了上述当前的开头

坐标后的当前的指针坐标,判定从上述当前的开头坐标向上述当前的指针坐标的指针移动操作是追踪操作还是删除操作的工序;

在判定为上述追踪操作时将上述当前的开头坐标更新为上述当前的指针坐标的工序;
以及

在判定为上述删除操作时部分或整体地删除上述当前的追踪线的工序。

医疗图像显示装置以及追踪线处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗图像显示装置以及追踪线处理方法,特别涉及一种处理以及显示手动生成的追踪线的技术。

背景技术

[0002] 医疗图像显示装置是显示超声波图像、X射线CT图像等医疗图像的装置。在医疗图像显示装置的概念中包含超声波诊断装置、X射线CT装置等诊断装置,另外,包含显示医疗图像的信息处理装置。并且,该概念中可包含治疗装置。以下说明作为医疗图像显示装置的超声波诊断装置。

[0003] 在超声波诊断装置中,根据需要在超声波图像上实施测量。例如,求出心脏的左心室(left ventricle)的面积。此时,手动追踪左心室的轮廓。具体地说,在位于冻结状态的断层图像上操作轨迹球,沿着左心室的轮廓使指针(光标)移动,从而生成模拟了左心室的轮廓的追踪线。虽然能够使追踪线的始点和终点一致,但是在左心室轮廓的手动追踪中通常在2个阀环部(annulus of heart valve心脏瓣膜环)设定始点和终点,它们之间通过直线连接。也会有手动追踪心脏以外的组织轮廓的情况。

[0004] 在专利文献1中公开一种在X射线CT装置的画面上将手动描绘的曲线从该曲线的开头一点一点删除的技术。在该技术中,通过与用于描绘曲线的输入信号不同的另外的输入信号来删除曲线。专利文献2中公开一种技术,在针对在医疗图像上描绘的曲线设定了盒状的光标时,根据其中曲线部分的长度来自动判定是否删除曲线部分。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特公昭61-8433号公报

[0008] 专利文献2:日本特开2013-255664号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的问题

[0010] 在医疗图像上针对对象物手动进行追踪的过程中,还存在希望从追踪线的开头在一定范围删除追踪线的情况。此时,如果需要旋钮旋转操作等特别的删除操作,则需要将操作指点设备的手从指点设备离开并用该手进行删除操作,或者需要通过与操作指点设备的手不同的另外的手进行删除操作。这样的删除操作对用户来说是烦杂的。另外,在进行这样的删除操作时,需要将视线从画面显示的医疗图像向操作面板移动,手动追踪的作业效率会下降。希望能够直接使用之前操作的指点设备从追踪线的开头简单地删除追踪线。

[0011] 本发明的目的在于,在部分或整体地删除在医疗图像上描绘的当前的追踪线时提高操作性。或者,本发明的目的在于,能够以与使用指点设备进行的追踪操作同样的操作感觉来进行删除操作。

[0012] 用于解决问题的手段

[0013] 在本申请中公开的医疗图像显示装置包含：设备，其通过在医疗图像上移动指针来描绘追踪线；判定部，其根据从始点坐标延伸到当前的开头坐标的当前的追踪线以及决定了上述当前的开头坐标后的当前的指针坐标，判定从上述当前的开头坐标向上述当前的指针坐标的指针移动操作是追踪操作还是删除操作；以及删除部，在判定为上述删除操作时部分或整体地删除上述当前的追踪线。

[0014] 本申请中公开的追踪线处理方法包含：根据从始点坐标延伸到当前的开头坐标的当前的追踪线以及决定了上述当前的开头坐标后的当前的指针坐标，判定从上述当前的开头坐标向上述当前的指针坐标的指针移动操作是追踪操作还是删除操作的工序；在判定为上述追踪操作时将上述当前的开头坐标更新为上述当前的指针坐标的工序；以及在判定为上述删除操作时部分或整体地删除上述当前的追踪线的工序。

[0015] 另外，在上述结构中，“当前的跟踪线”、“当前的开头坐标”以及“当前的指针坐标”以按照时间依次更新追踪线、开头坐标以及指针坐标的情况为前提，表示在某个时间点的追踪线、开头坐标以及指针坐标。在以下的说明中，在即使没有明示时间关系也不会实施方式的理解中成为特别的问题时，或者在舍去时间关系而一般表现时，将其直接简单地表现为“追踪线”、“开头坐标”以及“指针坐标”。

附图说明

- [0016] 图1是表示实施方式的超声波诊断装置的框图。
- [0017] 图2表示基于多个追踪点坐标的追踪线的描绘。
- [0018] 图3表示管理表的一例。
- [0019] 图4表示沿着左心室轮廓描绘的追踪线。
- [0020] 图5表示具有偏离左心室轮廓的部分的追踪线。
- [0021] 图6表示追踪线的部分消除。
- [0022] 图7是表示追踪线处理部的控制内容的流程图。
- [0023] 图8表示指针移动操作。
- [0024] 图9表示移动向量与基准向量之间的关系。
- [0025] 图10表示移动向量与基准向量的其他关系。
- [0026] 图11表示删除操作的判定。
- [0027] 图12表示追踪操作的判定。
- [0028] 图13表示基于大的角度阈值的操作类别的判定。
- [0029] 图14表示删除处理以及新的开头坐标的生成。
- [0030] 图15表示关于基准向量的变形例。
- [0031] 图16表示关于删除范围的变形例。
- [0032] 图17表示其他的判定条件。
- [0033] 图18表示第一显示例。
- [0034] 图19表示第二显示例。

具体实施方式

[0035] 以下，根据附图说明实施方式。

[0036] (1) 实施方式的概要

[0037] 实施方式的医疗图像显示装置包含设备、判定部以及删除部。设备是用于通过在医疗图像上移动指针来描绘追踪线的工具。判定部根据从始点坐标延伸到当前的开头坐标的当前的追踪线以及决定了当前的开头坐标后的当前的指针坐标,判定从当前的开头坐标向当前的指针坐标的指针移动操作是追踪操作还是删除操作。删除部在判定为删除操作时部分或整体地删除当前的追踪线。

[0038] 根据上述结构,如果使用设备在医疗图像上移动指针,则自动判定该指针移动操作是追踪操作还是删除操作。在判定为是删除操作时部分或整体地删除当前的追踪线。例如,将当前的追踪线从其开头起删除基于指针移动量的量。删除后剩余的跟踪线成为新的当前的跟踪线。如果重复删除操作则追踪线逐渐变短。

[0039] 关于操作类别的判定,根据当前的追踪线以及当前的指针坐标来判定。在删除操作中,当前的追踪线是删除对象,当前的指针坐标用于指定删除对象或者指定删除对象大概所在的一侧。另一方面,在追踪操作中,当前的指针坐标用于决定从当前的开头坐标延伸追踪线的方向。即,如果参照当前的追踪线以及当前的指针坐标,则能够推测出操作类别(用户的意图)。反过来说,将这种规则作为前提,由用户进行追踪操作以及删除操作。

[0040] 在实施方式中,在要进行删除操作时,移动指针以满足删除操作判定条件即可,在删除操作时不需要指针移动操作以外的特别操作(例如双击、旋钮旋转操作)。在判定为追踪操作时,作为指针移动操作的结果,与现在同样地延伸追踪线。

[0041] 在实施方式中,判定部根据当前的追踪线来决定删除操作判定条件,在通过指针移动操作满足删除操作判定条件时判定为删除操作。当前的追踪线,特别是其中接近开头坐标的部分的目的在于用于推定今后进行追踪操作可能性高的方向或范围。同时,也成为用于判定删除操作的目的。例如,将沿着当前的追踪线使指针返回的“回溯操作”判定为删除操作。生物组织的轮廓的各个部分比较圆润,在该轮廓中几乎没有直角或弯曲成V字型的部分。即使进行上述那样的判定,执行意外的删除的可能性低。如果在特殊情况下,操作类别的自动判定反而导致操作性降低,则暂时关闭操作类别的自动判定功能即可。

[0042] 在实施方式中,判定部根据从当前的开头坐标到当前的追踪线上的基准点坐标为止的基准向量决定角度条件来作为删除操作判定条件,在从当前的开头坐标到当前的指针坐标为止的移动向量满足角度条件时判定为删除操作。即,在追踪线中将接近当前的开头坐标的部分作为基准来决定角度条件,根据通过指针移动操作是否满足角度条件来判定操作类别。通过指针移动操作决定当前的指针坐标、指针移动方向以及指针移动量。在这些信息中使用一个或多个信息来判定操作类别。上述结构是在操作类别的判定中使用这些信息内的指针移动方向的结构。并且,可以考虑指针移动量来判定操作类别。或者,也可以根据当前的指针坐标来判定操作类别。

[0043] 在实施方式中,判定部根据上次的判定结果以及指针停止时间的至少一方来使删除操作判定条件变化。一般重复执行相同操作的情况多,所以希望考虑上次的判定结果来决定删除操作判定条件。另一方面,当在删除操作后再次进行追踪操作时,通常在这些操作之间指针停止的情况多。即,在指针停止时间成为一定程度时,重新开始追踪操作的可能性高。在以上结构中,根据这样的经验规则考虑上次的判定结果以及指针停止时间内的至少一方来相适应地决定删除操作判定条件。

[0044] 在实施方式中,基准点坐标是通过从当前的开头坐标回溯当前的追踪线而决定的坐标,此时的返回量(回溯量)根据从当前的开头坐标到当前的指针坐标为止的指针移动量来决定。指针移动量越大则返回量越大,确定基准坐标,该基准坐标代表当前的追踪线中的与开头坐标相连的大的部分。指针移动量越小则返回量越小,确定基准坐标,该基准坐标代表当前的追踪线中的与开头坐标相连的小的部分。根据指针移动量可以阶段性地决定返回量也可以连续地决定返回量。

[0045] 在实施方式中,删除部根据从当前的开头坐标到当前的指针坐标为止的指针移动量,决定在当前的追踪线中从当前的开头坐标回溯删除的删除量。根据该结构,删除量根据指针移动量发生变化,所以在要大幅删除时扩大指针移动量即可(加快指针移动速度即可),在要细微删除时缩小指针移动量即可(减慢指针移动速度即可)。这是基于使删除量反映用户意图的想法。

[0046] 在实施方式中,将当前的追踪线作为由多个追踪点坐标组成的坐标列来进行管理,在部分删除当前的追踪线时,根据删除量使坐标列的一部分无效化,然后在剩余的坐标列的开头追加新的开头坐标。该结构是在相当于返回量的地点新追加当前的开头坐标。可以将追踪点坐标作为单位来执行删除处理。

[0047] 在实施方式中,在每次更新当前的指针坐标时,判定指针移动操作是否是删除操作,如果沿着当前的追踪线来继续回溯指针,则当前的追踪线逐渐变短。

[0048] 在实施方式中,医疗图像显示装置包含显示器,该显示器显示判定部的判定基准以及判定部的判定结果中的至少一方。根据该结构,能够进一步提高操作性或者能够防止或降低错误操作。

[0049] 实施方式的追踪线处理方法作为硬件功能或软件功能来实现,在后者的情况下,将用于执行上述方法的程序经由网络或可移动存储介质安装在医疗图像显示装置中。

[0050] (2)实施方式的结构

[0051] 在图1中,作为医疗图像显示装置的一例表示了超声波诊断装置。超声波诊断装置被设置在医院等医疗机构中,根据通过向生物体发送超声波以及接收超声波而得到的接收数据来形成超声波图像。

[0052] 探头10在图示的结构例中,在与生物体的表面抵接的状态下进行超声波的发送以及接收。探头10具有由一维排列的多个振动元件组成的振动元件矩阵。通过振动元件矩阵形成超声波波束B,将该超声波波束B进行电子扫描。由此形成波束扫描面S。作为电子扫描方式,除了图示的电子扇形扫描方式以外,还已知电子线性扫描方式等。也可以设置二维振动元件矩阵来代替上述振动元件矩阵。也可以使用体腔插入型探头。另外,图1中r方向是深度方向, Φ 方向是超声波波束的电子扫描方向。

[0053] 发送部12是作为发送波束成形器发挥功能的电路。在发送时,发送部12向振动元件矩阵并行地输出进行延迟处理后的多个发送信号。由此,向生物体内放射超声波。在接收时,当通过振动元件矩阵接收到来自生物体内的反射波时,从振动元件矩阵向接收部14并行地输出多个接收信号。

[0054] 接收部14是作为接收波束成形器发挥功能的电路。具体地说,接收部14对多个接收信号应用调相加法运算(延迟加法运算),由此作为调相加法运算后的接收信号输出波束数据。在超声波波束B的每一次电子扫描时,取得在电子扫描方向排列的多个波束数据,通

过它们构成接收波束数据。各个波束数据由在深度方向排列的多个回波数据构成。接收部14具备多个A/D转换器等,但是关于这些省略了图示。

[0055] 波束数据处理部16是对各个波束数据应用检波、对数转换等各种信号处理的电路。将处理后的各个波束数据发送给断层图像形成部18。断层图像形成部18是根据接收帧数据形成断层图像(B模式图像)的电路,其具有数字扫描变换器(DSC)。DSC是具有坐标变换功能以及像素插补功能的电路。将表示断层图像的数据发送给显示处理部20。

[0056] 显示处理部20具有图像合成功能、彩色处理功能等。在实施方式中,将断层图像与图形图像合成,生成合成图像。将表示合成图像的数据输出给显示器22。图形图像是作为由字符、图形以及其他组成的非超声波图像的参照图像或辅助图像,重叠显示在断层图像上。在实施方式中,图形图像中包含通过手动追踪生成的追踪线。另外,图形图像中包含表示用户当前指示或指定的坐标的指针(光标)、表示追踪线的始点的始点标记等。显示器由LCD、有机EL显示设备等构成。另外,可以显示通过体积渲染形成的三维图像、表示血流的彩色多普勒图像、表示弹性信息的弹性图像等。可以在这些超声波图像上执行手动追踪。

[0057] 控制部24由CPU以及动作程序构成。控制部24控制构成超声波诊断装置的各个要素的动作。在图1中,通过方框表示控制部24具有的几个主要功能。具体地说,表现了追踪线处理部26、测量部28以及图形图像形成部30。也可以通过其他处理器或其他设备来实现这些功能。追踪线处理部26是控制或管理手动追踪的模块,其作为判定部或判定单元发挥功能,另外作为删除部或删除单元发挥功能。追踪线处理部26执行实施方式的追踪线处理方法。

[0058] 操作面板32与控制部24连接。操作面板32除了具备多个开关、多个旋钮、键盘之外,还具备作为指点设备的轨迹球34。轨迹球34具有旋转自由的球,通过手指或手掌使该球旋转,由此指示指针移动目的地。也可以使用鼠标、数位板、其他指点设备来代替轨迹球34。在实施方式中,通过轨迹球的旋转操作来执行脏器轮廓的手动追踪。例如,在处于冻结状态(静态图像状态)的断层图像上沿着组织轮廓使指针移动,从而手动生成追踪线。也可以在动画图像上手动生成追踪线。

[0059] 当追踪线从组织轮廓脱离时,通过用户的删除操作,将追踪线从其开头起部分删除。在当前的追踪线比较短时,根据删除操作的内容,将追踪线从其开头起全部删除。在实施方式的超声波诊断装置中,除了能够通过旋转操作预定的旋钮来删除追踪线之外,通过沿着追踪线返回指针(一边返回一边进行回溯操作),不需要双击或旋钮操作等特别的操作而能够自然地删除追踪线。即,能够以与追踪操作同样的操作感觉进行删除操作。

[0060] 跟踪线处理部26执行用于手动追踪的处理,具体地说,具有多个追踪点坐标的管理(追加、删除、更新等)、基于多个追踪点坐标的追踪线的描绘、操作类别(追踪操作以及删除操作)的判定等功能。参照图2及以后的各个附图来详细描述各个功能。

[0061] 测量部28执行被指定的测量,例如,测量部28根据手动追踪结果来运算面积。除此之外,具备距离测量等各种测量功能。图形图像形成部30生成在断层图像上重叠显示的图形图像,图形图像中包含追踪线、始点标记、终点标记、以及其他(例如显示状态的信息、表示判定条件的信息)。与控制部24连接的存储部36由半导体存储器等构成,在这里构筑后述的管理表。

[0062] 图2表示生成过程中的追踪线(当前的追踪线)。追踪线由多个追踪点坐标来定义。

在多个追踪点坐标中,以相邻追踪点坐标对为单位通过区分线连接相邻的2个追踪点坐标之间,由此作为多个区分线的连接而构成追踪线。追踪线也可以构成为基于多个追踪点坐标的曲线。例如,追踪线也可以构成为样条曲线(spline curve)。

[0063] 在图2中P0表示始点坐标。Pi表示当前的开头坐标。n表示坐标编号。通过从第0个到第i个的i+1个的追踪点坐标定义追踪线。在实施方式中,只有在决定始点坐标P0时以及决定终点坐标时,需要双击操作或开关操作。在决定这些以外的追踪点坐标时以及后述的删除操作时,不需要轨迹球操作(指针移动操作)以外的操作。画面水平方向是x方向,画面垂直方向是y方向。将每个追踪点坐标确定为x坐标以及y坐标。坐标单位是像素。

[0064] 图3表示用于管理多个追踪点坐标即追踪线的管理表的一例。在图示的管理表38中,管理了从第0个追踪点坐标到第i个追踪点坐标为止的i+1个追踪点坐标(i+1个坐标数据)。这里,第0个追踪点坐标是始点坐标,第i个追踪点坐标是当前的开头坐标。其通过标记40来表示。接着如果进行追踪操作,则在标记44表示的位置追加追踪点坐标,其成为新的开头坐标。另一方面,如果接着进行删除操作,如标记46表示那样,按照相当于指针移动量的量(相同的长度),将以当前的开头坐标设为开始点的一个或多个追踪点坐标部分删除,然后如标记48所示,对剩余的追踪点坐标列追加新的开头坐标。以后对此进行详细叙述。也可以将已有的追踪点坐标设为开头坐标。如果重复进行删除操作(如果不转变为追踪操作的判定的状况持续),则追踪线向其始点坐标逐渐变短。

[0065] 使用图4至图6说明追踪操作以及删除操作的具体例。图4至图6中表示心脏的断层图像。

[0066] 在图4中,在断层图像50上描绘了生成过程中的追踪线58。详细地说,沿着左心室51的轮廓描绘追踪线58,从始点坐标延伸到当前的开头坐标。在二尖瓣(mitral valve)的两侧即2个阀环部中的一方的阀环部上指定始点坐标。预定在另外一个阀环部上指定终点坐标。在始点坐标显示始点标记52,在当前的开头坐标显示指针(光标)56。通过轨迹球的旋转操作,指针在画面上运动。例如,用右手保持探头,用左手操作轨迹球。

[0067] 在图5中,跟踪线58从左心室的轮廓54部分偏离,产生脱线部分58A。在消除脱线部分58A并要再次追踪该部分时,在实施方式中,如图6所示,进行从当前的前端坐标沿着追踪线58返回指针的操作即可(参照标记60)。或者,使指针从当前的前端坐标向追踪线58侧移动即可。后面详细描述删除操作的判定条件,但是在进行了这样的指针移动操作时,追踪处理部自动判定该操作不是追踪操作而是删除操作,并且按照与此时的指针移动量相同的量,从开头坐标起删除追踪线58内的一部分58B。另一方面,在移动了指针使得从当前的开头坐标延长当前的追踪线时,或者从当前的开头坐标看将指针向前方移动时,追踪处理部自动判定该操作不是删除操作而是追踪操作,将指针移动目的地坐标设为新的当前的开头坐标。

[0068] (3) 实施方式的动作

[0069] 图7及以后的各图更具体地表示追踪处理部的处理内容。参照图8至图14,根据图7来详细说明追踪处理部的处理内容。图7所示的处理内容是例示,只要能够适当地自动判定操作类别,也可以采用其他的处理内容。

[0070] 在开启了操作类别的自动判定功能时执行图7所示的一连串工序。S10中,判断指针坐标是否有变化。以预定的时间间隔(例如每50ms或每100ms)测量指针坐标。当指针坐标

有变化时,在S12中,取得指针的移动目的地坐标。S14中,运算从开头坐标(当前的开头坐标)向移动目的地坐标(当前的移动目的地坐标)的移动向量(指针移动方向以及指针移动量)。根据图8说明移动向量。

[0071] 在图8中,根据从P0到P8的多个追踪点坐标来生成追踪线。例如,将追踪线构成为多个区间线的连接。P0表示始点坐标,P8表示当前的开头坐标。 P_x 表示移动目的地坐标。从开头坐标P8向移动目的地坐标 P_x 的向量是移动向量 V_x 。图8中稍微夸张地描绘了移动向量。此时的指针的移动量是 L_x 。

[0072] 图7中,在S16中,根据移动量 L_x 决定用于确定后述的基准点坐标的返回量。例如,如果移动量 L_x 是阈值 L_{th} 以上则决定大的值 $L1$ 作为返回量,如果移动量 L_x 小于阈值 L_{th} 则决定小的值 $L2$ 作为返回量。在实施方式中分两个阶段对返回进行切换,但是也可以分多个阶段或连续地切换返回量。在S18中,根据返回量确定基准点来作为追踪线上的点。同时,运算以下说明的基准向量。切换返回量是因为在要细微修正追踪线的情况下预计移动量 L_x 变小,即能够推认为当前的开头坐标附近成为删除对象,另一方面,在要大幅修正追踪线的情况下预计移动量 L_x 变大,即能够推认为跟踪线中的与开头坐标相连的大的部分成为删除对象。

[0073] 例如,在决定了大的返回量 $L1$ 时,如图9所示,决定基准点坐标 P_a 来作为从开头坐标P8沿着追踪线回溯了返回量 $L1$ 的地点。例如,从返回量 $L1$ 依次减去各个区间的区间长(例如P8和P7之间的区间长,P7和P6之间的区间长、……),在剩余不足1个区间的时间点,在成为对象的区间内求出相当于该剩余的内分点,由此确定基准点坐标 P_a 。即,根据剩余相对于成为对象的区间的长度的比率来运算基准点坐标 P_a 。在图9所示的例子中,在P5和P4之间确定了基准点坐标 P_a 。运算基准向量 V_a 作为从当前的开头坐标P8向基准点坐标 P_a 的向量。基准向量 V_a 表示方向,该方向代表比较大的一定范围的过去的追踪结果。

[0074] 另一方面,在图7所示的S16中,当移动量 L_x 小于阈值 L_{th} 时,决定小的返回量 $L2$ ($L1 > L2$)。此时,如图10所示,确定基准点坐标 P_a 来作为距离当前的开头坐标P8比较近的点,运算比较短的基准向量 V_a 。与上述同样决定基准点坐标 P_a 。此时,基准向量 V_a 表示方向,该方向代表比较小的一定范围的过去的追踪结果。基准点坐标 P_a 是代表过去的追踪结果的点,如果作为代表点适合的话,可以在不是追踪线上的位置设定基准点坐标 P_a 。例如,可以决定基准点坐标 P_a 作为多个追踪点坐标的重心点或作为通过一定范围的追踪线部分定义的回归直线上的点。

[0075] 在图7的S20中,运算由移动向量 V_x 和基准向量 V_a 所成的角度 θ 。根据求出向量内积的计算公式能够导出角度 θ 的计算公式。在S22中,按照预定条件来运算角度阈值 $\Delta\theta$ 。在实施方式中设定大的值 $\Delta\theta1$ 以及小的值 $\Delta\theta2$ 中的任某一个来作为角度阈值 $\Delta\theta$ 。具体地说,当在上次的判定中判定为是追踪操作时,设定小的角度阈值 $\Delta\theta1$ 。另一方面,当在上次的判定中判定为是删除操作时,在从上次判定时开始的经过时间未满足一定时间时设定(维持)大的角度阈值 $\Delta\theta1$,在从上次判定时开始的经过时间在一定时间以上时将角度阈值 $\Delta\theta$ 变更为小的角度阈值 $\Delta\theta1$ 。在进行追踪操作时使删除判定的条件严格从而不会意外地判断为删除操作,在进行删除操作时维持该条件从而不会意外地判断为追踪操作。但是,在删除操作后指针停止了一定时间以上的情况下重新开始追踪操作的可能性高,所以设定严格的条件来作为删除操作的判定条件。可以使S20和S22的顺序相反,也可以同时执行这些步骤。

[0076] 另外,经过时间是用于检测指针停止状态产生的时间,相当于在S10中未检测出变化的状态持续的时间。当然这是一例,也可以将移动量或移动速度成为一定值以下的状态持续的时间决定为经过时间。当不存在上次的判定结果时,设定角度阈值 $\Delta\theta_1$ 作为默认值。

[0077] 图11表示小的角度阈值 $\Delta\theta_1$ 的设定状态。当在上次的判定中判定为追踪操作时,设定小的角度阈值 $\Delta\theta_1$ 作为角度阈值 $\Delta\theta$ 。另外,当在上次的判定中判定为删除操作,但是认定指针停止时,设定小的角度阈值 $\Delta\theta_1$ 作为角度阈值 $\Delta\theta$ 。用 θ_0 表示基准向量的朝向。将其作为中心在其两侧设定角度阈值 $\Delta\theta_1$,这些构成删除操作的判定条件。移动向量和基准向量所成的角度 θ 如果小于角度阈值 $\Delta\theta_1$ 则判定为这次的操作是删除操作,如果该角度 θ 是角度阈值 $\Delta\theta_1$ 以上则判定为这次的操作是追踪操作。在图11所示的例子中,角度 θ 小于角度阈值 $\Delta\theta_1$ 。另一方面,在图12中,2个向量之间的角度 θ 是角度阈值 $\Delta\theta_1$ 以上。在这种情况下判定为这次的操作是追踪操作。

[0078] 图13表示大的角度阈值 $\Delta\theta_2$ 的设定状态。这种情况下,当2个向量间的角度 θ 为图示的 θ_s 时,该角度 θ_s 小于角度阈值 $\Delta\theta_2$,因此判定为这次的操作是删除操作。即,重复进行删除操作的判定。另一方面,当2个向量间的角度 θ 为图示的 θ_t 时,该角度 θ_t 为角度阈值 $\Delta\theta_2$ 以上,因此判定为这次的操作是跟踪操作。在图13中,角度阈值 $\Delta\theta_2$ 为90度以上。在进行细微的删除操作时指针细微移动,此时为了不产生错误认定,成为大的角度阈值 $\Delta\theta_2$ 。如果产生指针的停止状态,则恢复到小的角度阈值 $\Delta\theta_1$ 。

[0079] 在图7中,在S24按照以上的判定条件判定这次的操作(指针移动操作)是跟踪操作还是删除操作。即,判定操作类别。当判定为追踪操作时,处理从S26转到S28。在S28中,更新追踪线的开头坐标。即,将当前的指针移动目的地坐标设为新的当前的开头坐标。在S30,根据更新后的追踪点坐标列来描绘追踪线。此时也显示始点标记以及指针。

[0080] 另一方面,在S24中判定为删除操作时,处理从S26转到S32。在S32中,按照相当于这次的指针移动量的距离,从追踪线的开头坐标起部分删除追踪线。如以下所说明的那样,在删除后运算新的当前的开头坐标。在S34中,根据通过这样的处理进行更新后的追踪点坐标列来描绘追踪线。此时也显示始点标记以及指针。在S36中,判定是否继续进行该处理,在继续进行时处理转到S10。

[0081] 图14中表示了删除处理的具体例。按照指针的移动量,从追踪线的开头开始部分删除追踪线。此时,从开头坐标P8依次减去各区间长(例如P8和P7之间的区间长,P7和P8之间的区间长、……),当这样的剩余变得比成为对象的区间小时,根据该剩余在成为对象的区间求出内分点,将该内分点设为新的当前的开头坐标。在图14所示的例子中P6(新)是内分点,即为新的当前的开头坐标。在图14所示的例子中,在管理表上删除P8、P7、P6的各个坐标数据。然后,追加P6(新)的坐标数据。为了恢复,可以暂时保存删除对象数据。

[0082] 根据以上的实施方式,在要删除追踪线时只进行指针移动操作即可,具体地说,如果大体以沿着追踪线返回始点侧的方式移动指针,则自动切换到删除模式。因此,能够减轻用户负担,能够提高操作性。另外,根据实施方式,根据指针移动量切换基准点的设定条件,所以当具有相当于小的删除的操作时能够在距离开头坐标近的地点决定基准点,当具有相当于大的删除的操作时能够在距离开头坐标远的地点决定基准点。即,切换基准方向的取得方式,所以能够根据用户关注的部分的大小,在代表该部分的大小的方向适当地设定基准向量。根据实施方式,根据状况切换角度阈值,所以能够降低发生以下事态的可能性:随

意执行用户意料外的处理。并且,根据指针移动量决定删除部分的大小,所以能够使便利性变得良好。

[0083] 另外,在实施方式中,当在执行图7所示的处理的过程中旋转操作了预定的旋钮时,根据其旋转角度从追踪线的开头部分开始部分删除追踪线。即,用户能够选择基于指针移动操作的删除和基于旋钮旋转操作的删除。

[0084] 图15表示与基准点坐标设定相关的变形例。如图所示,作为基准点坐标Pa可以不选择内分点坐标而选择追踪点坐标。图16表示删除处理的变形例。如图所示,可以通过区间单位定义删除范围。根据这些变形例能够省略内分点坐标的运算并削减运算量。

[0085] 图17表示判定条件的变形例。例如,决定判定范围64,当本次的指针移动目的地坐标属于该判定范围64内时判定为删除操作。判定范围64是沿着追踪线设定的带状有限的范围。其在开头坐标的附近64A具有尖塔形。可以固定判定范围64的长度,但是也可以根据指针移动量进行变更。

[0086] 根据包括开头坐标在内的多个追踪点坐标来运算重心点66,定义将重心点66作为中心的椭圆,可以将其设为判定区域68。当本次的指针移动目的地坐标属于判定区域68内时判定为删除操作,否则判定为追踪操作。可以根据指针移动信息以及指针移动量双方来判定操作类别。在上述实施方式中没有区别基准向量的一侧和另一侧,但是可以根据追踪点坐标列来区别它们。例如,可以设定非对称的判定条件。

[0087] 图18表示第一显示例。在断层图像70上显示追踪线74,另外显示始点标记72以及指针78。在从当前的开头坐标开始移动指针78来决定了移动目的地坐标的时间点,或者在其他的定时可以显示例如扇状的图形80,该图形80表示角度阈值。此时可以显示表示基准向量或其方向的线79。另外,也可以显示指示器82,其表示处于判定为删除操作的状态。如果在断层图像的外侧显示指示器,则能够避免该指示器82掩盖断层图像70和追踪线74的问题。另外,在显示图形80时,优选对其进行半透明显示,使得不掩盖断层图像和追踪线。

[0088] 如图19所示,判定为追踪操作的情况(参照标记86)与判定为删除操作的情况(参照标记88)相比,使追踪线的显示方式(颜色、粗细、线的种类等)不同。

[0089] 本申请的医疗图像显示装置的概念中包含超声波诊断装置、X射线CT装置等诊断装置,另外,包含处理以及显示医疗图像的信息处理装置。并且,该概念可包含治疗装置。当然,超声波图像中包含很多噪声,在沿着组织轮廓进行手动追踪时容易产生追踪线从组织轮廓脱离的事态。上述处理特别是在超声波诊断装置中有作用。

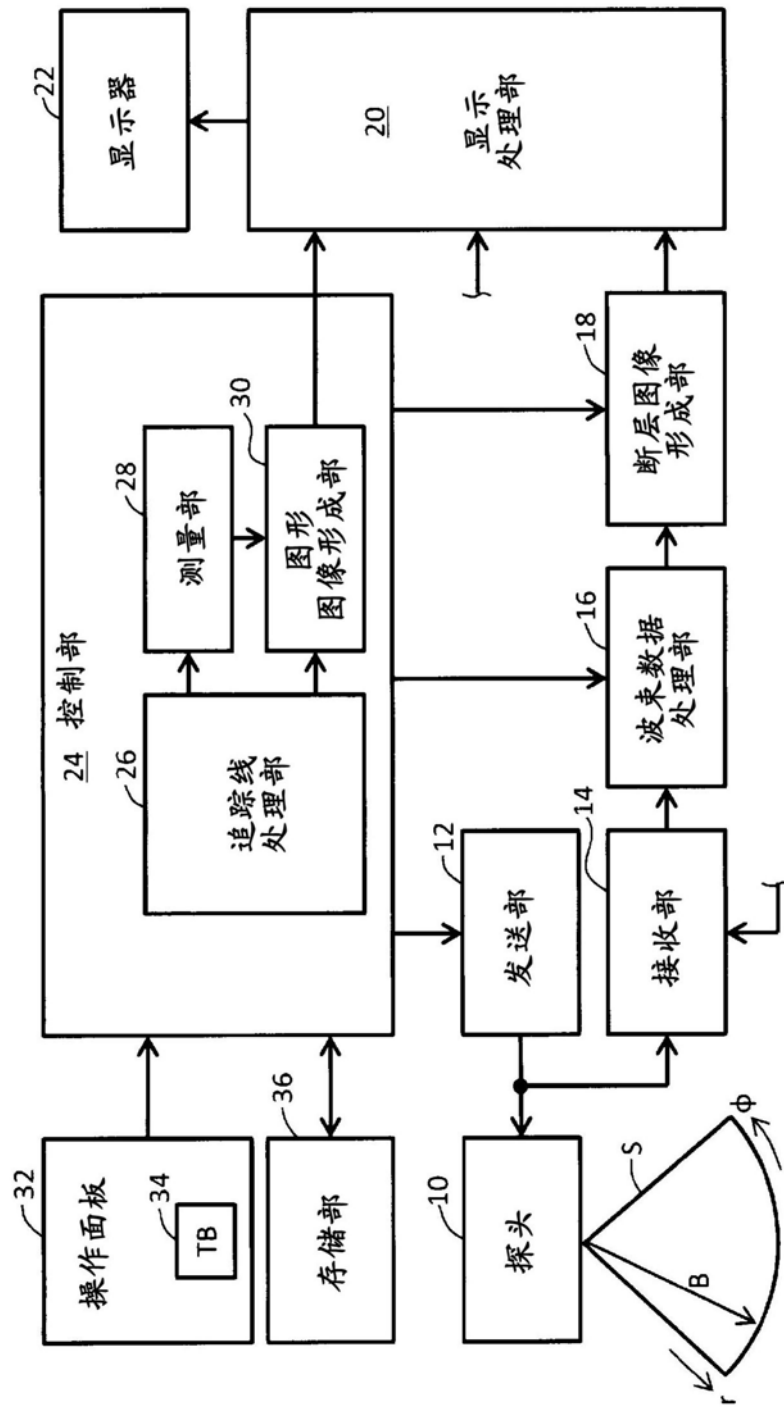


图1

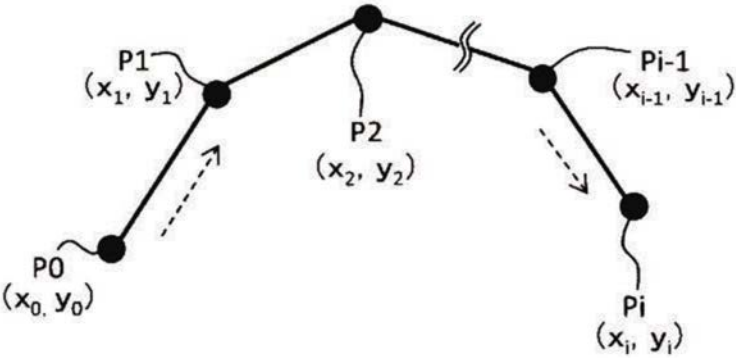


图2

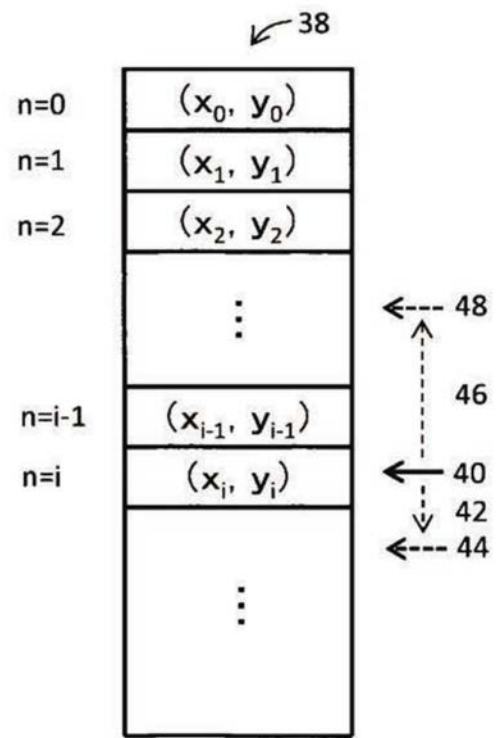


图3

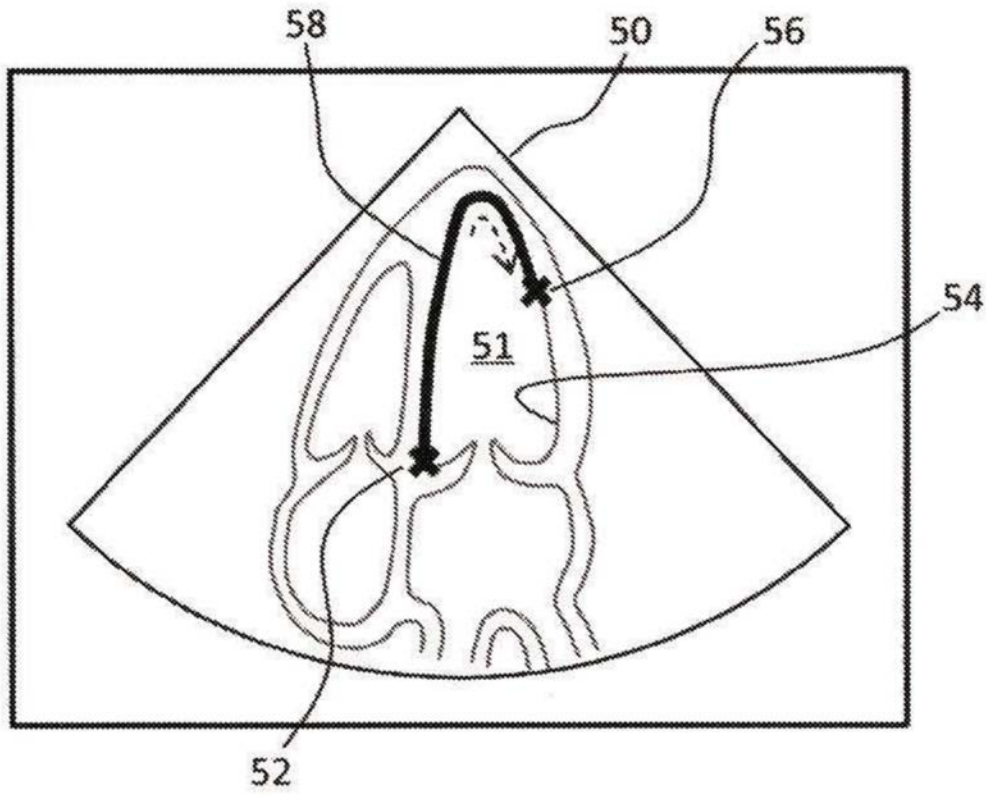


图4

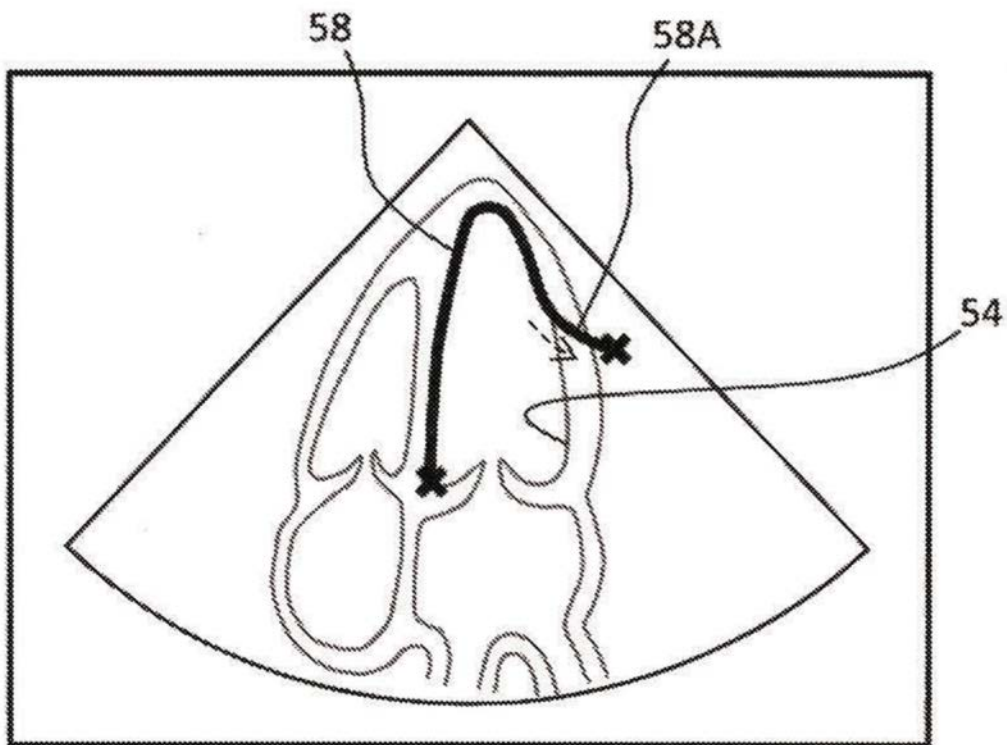


图5

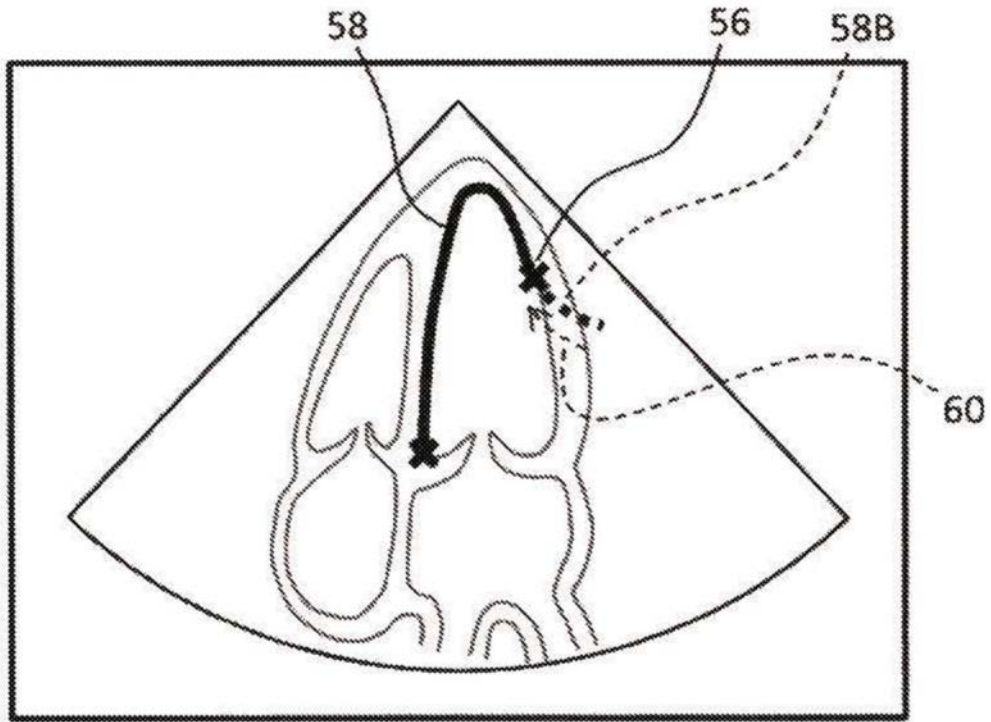


图6

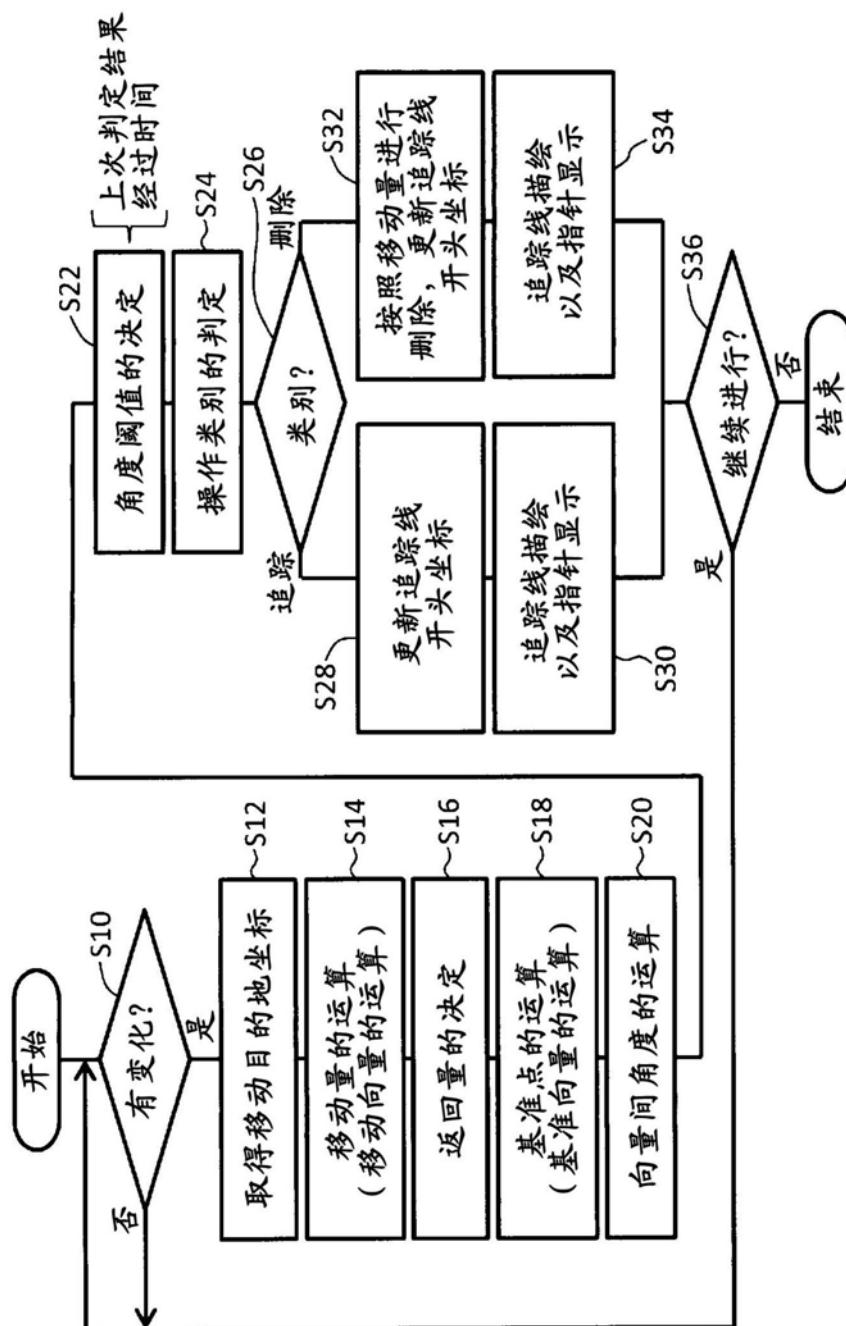


图7

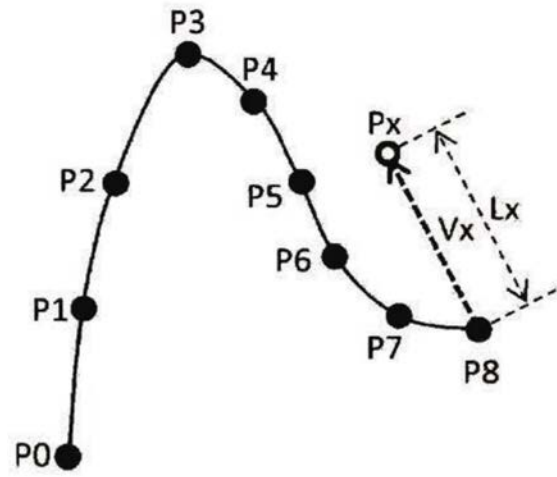


图8

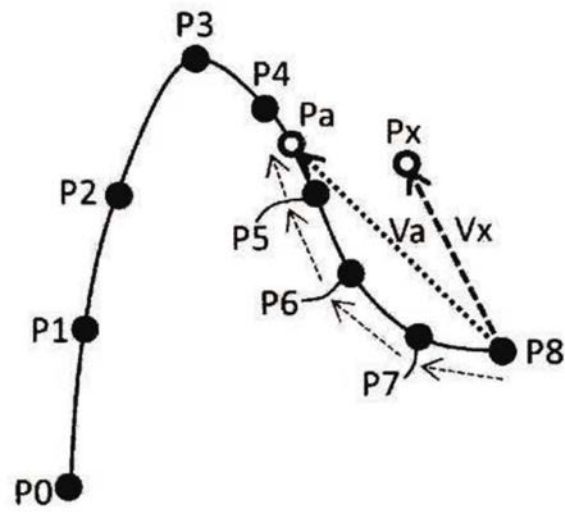


图9

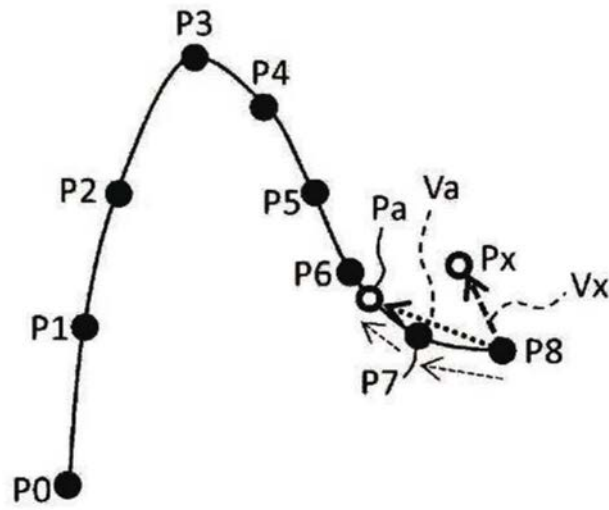


图10

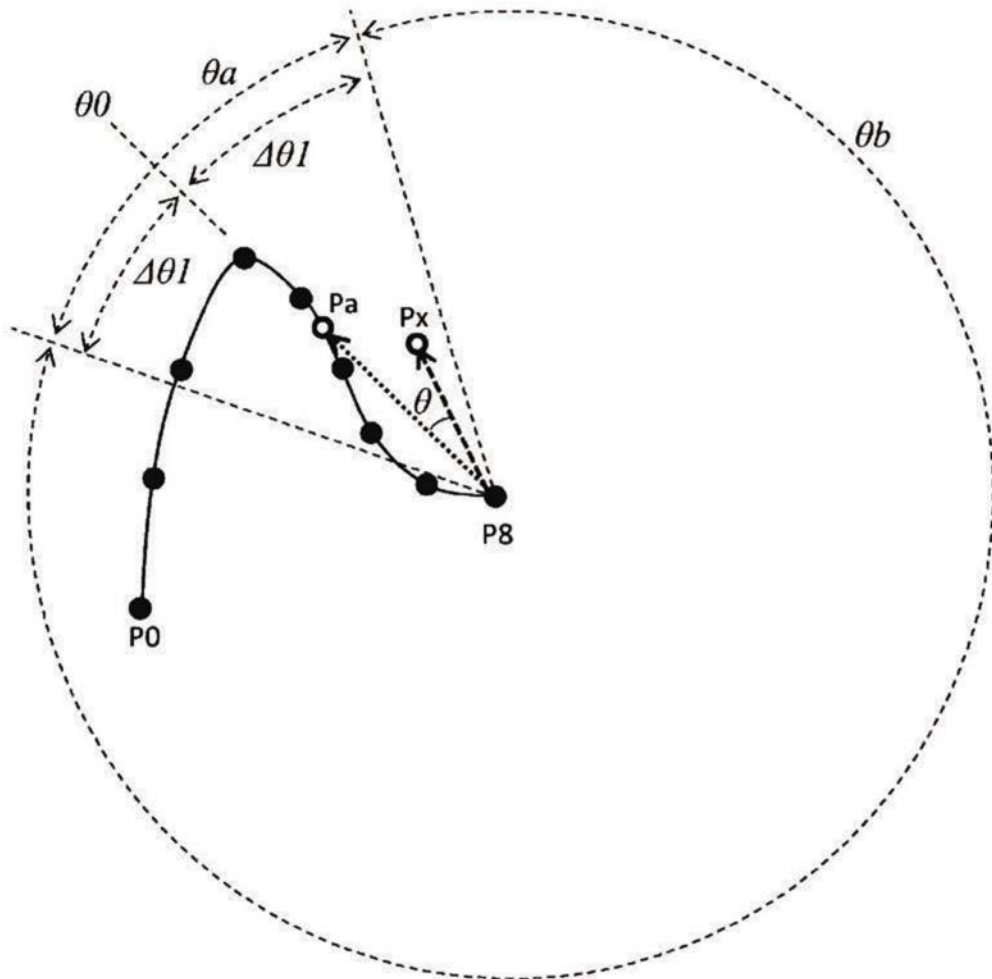


图11

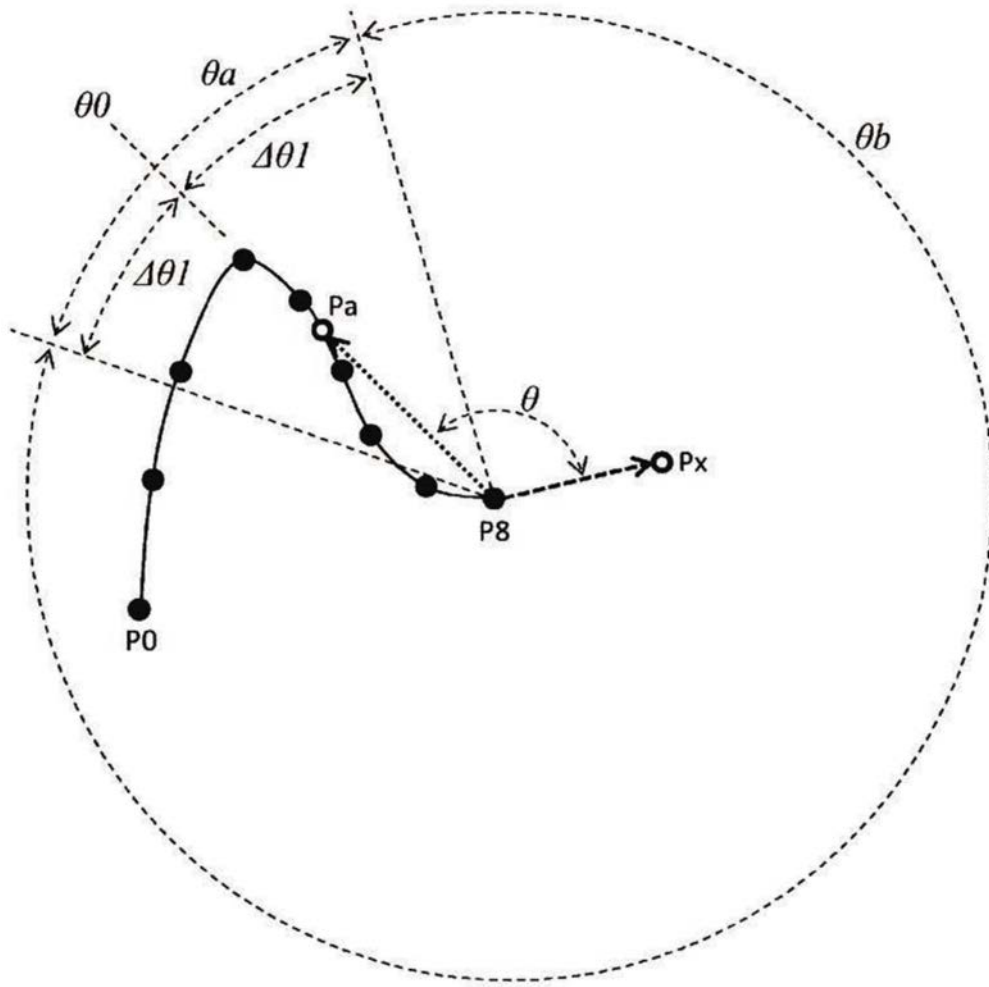


图12

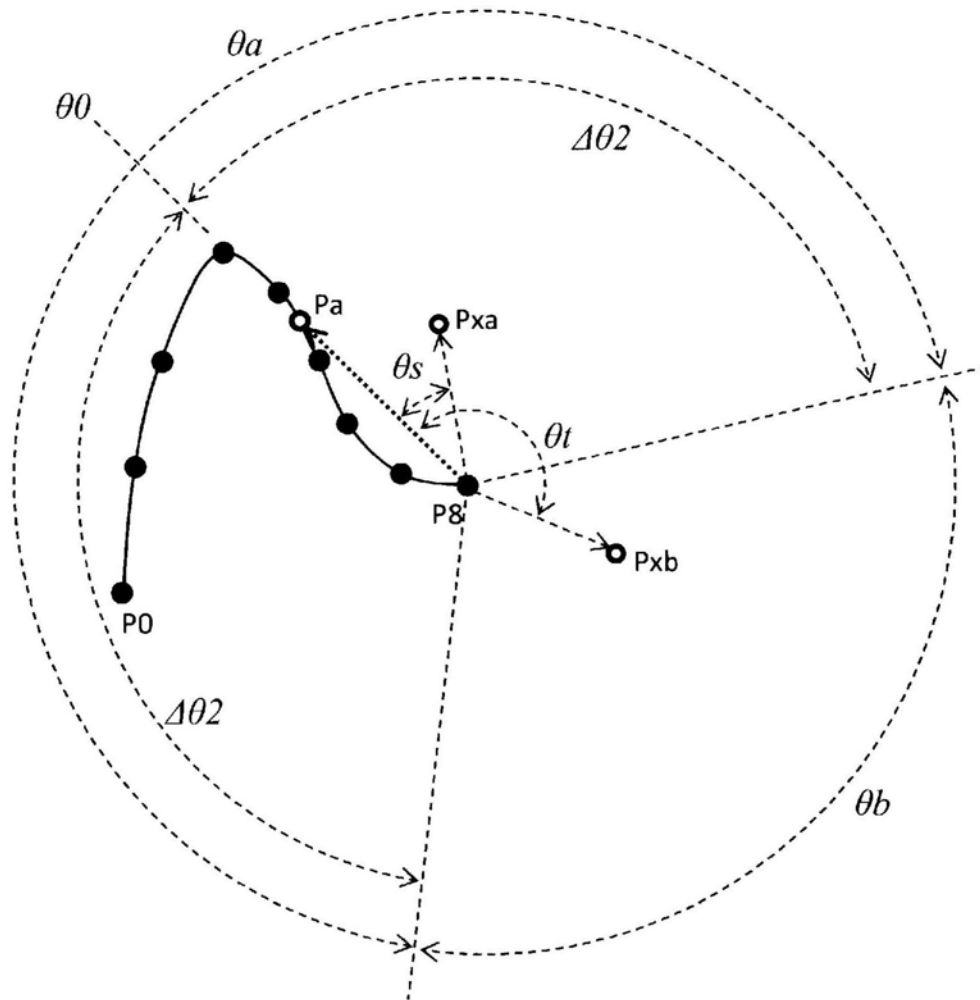


图13

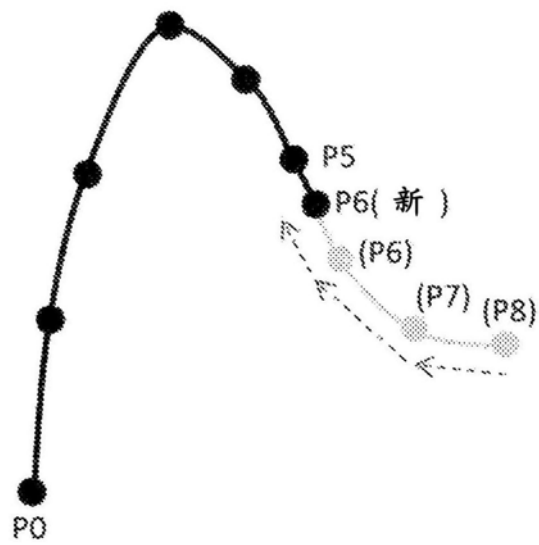


图14

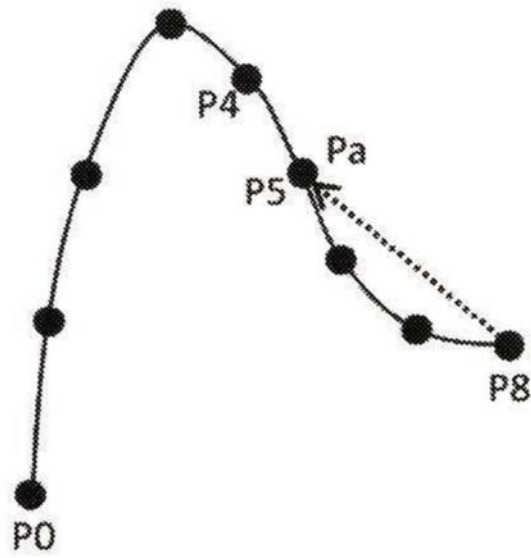


图15

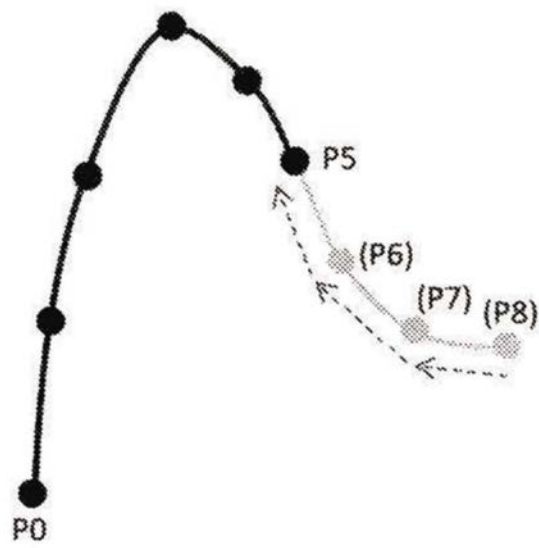


图16

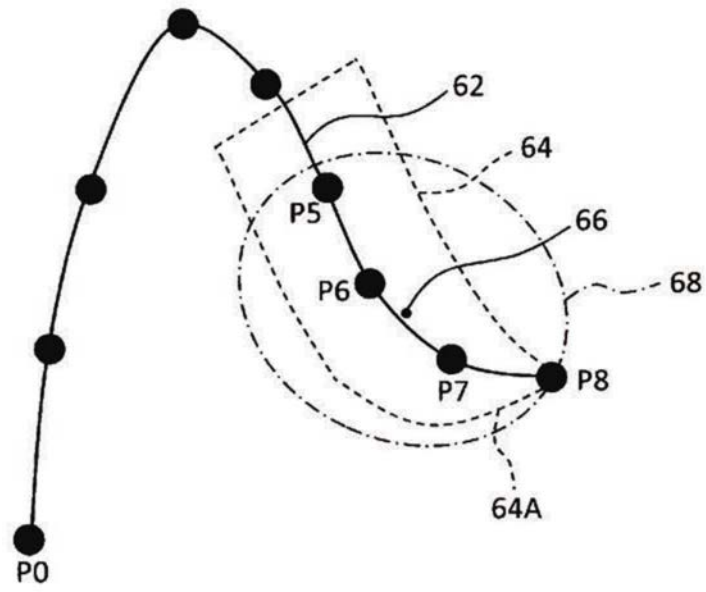


图17

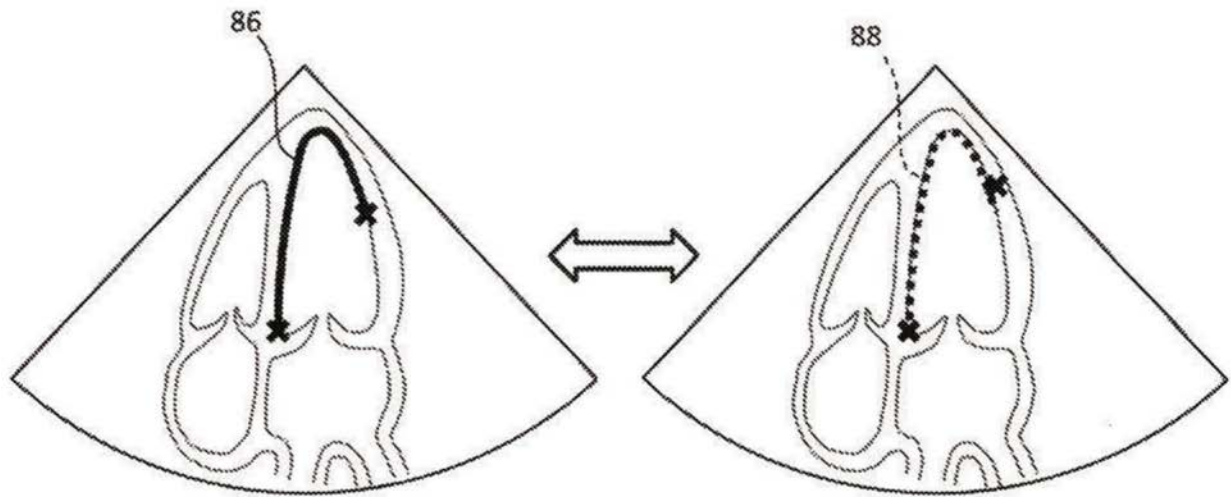


图19

专利名称(译)	医疗图像显示装置以及追踪线处理方法		
公开(公告)号	CN111093511A	公开(公告)日	2020-05-01
申请号	CN201880058074.7	申请日	2018-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
发明人	石黑俊		
IPC分类号	A61B8/00 G06T11/80		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G06T11/80		
代理人(译)	文志		
优先权	2018031709 2018-02-26 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在超声波图像上手动移动指针，由此生成追踪线。如果使指针从开头坐标开始沿着追踪线回溯，则自动判定该操作是删除操作。根据此时的指针移动量部分地删除追踪线。在判定操作类别时，将移动向量与基准向量所成的角度与角度阈值进行比较。

