



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106572840 A

(43)申请公布日 2017.04.19

(21)申请号 201580043084.X

(22)申请日 2015.04.30

(30)优先权数据

2014-165356 2014.08.15 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.02.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/062965 2015.04.30

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/024422 JA 2016.02.18

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 长野智章

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 刘建

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

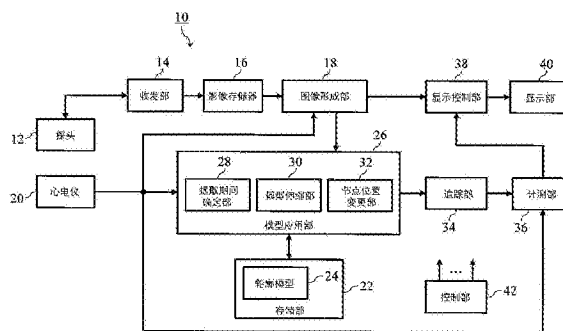
权利要求书1页 说明书10页 附图9页

(54)发明名称

超声波图像处理装置

(57)摘要

本发明提供超声波图像处理装置。提取期间确定部在M型图像中确定提取期间(提取部分)。模型伸缩部以适合所确定的提取期间的方式使轮廓模型沿着时间轴方向伸缩,并且对该提取期间设置(初始设定)轮廓模型。节点位置变更部按构成所设置的轮廓模型所包含的多个节点列的每个节点,在依次变更节点位置的同时进行边缘(轮廓)搜索。其结果,形成由处于边缘检测位置的多个节点构成的修正轮廓模型。追踪部通过对修正轮廓模型所包含的多个节点列进行插补处理,来生成模拟出多条轮廓线的多条追踪线。



1. 一种超声波图像处理装置,其特征在于,
所述超声波图像处理装置具备:
确定单元,其在包含作为运动曲线的轮廓线的M型图像中,确定包含所述轮廓线中的提取部分在内的图像部分;和
提取单元,其通过将包含节点列的轮廓模型应用于包含所述提取部分的图像部分,来提取所述轮廓线中的提取部分,
所述提取单元包括:
初始设定单元,其进行所述轮廓模型相对于所述图像部分的初始设定;和
模型变形单元,其通过在所述M型图像上按初始设定后的所述节点列包含的每个节点进行轮廓搜索,使所述节点列与所述提取部分匹配而形成修正轮廓模型。
2. 根据权利要求1所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
所述初始设定单元包括:
尺寸调整单元,其根据所述提取部分的时间轴方向上的长度,来调整所述轮廓模型的时间轴方向上的尺寸;和
模型配置单元,其在所述图像部分上配置尺寸调整后的所述轮廓模型。
3. 根据权利要求2所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
所述模型变形单元按配置后的所述节点列包含的每个节点,在与时间轴方向垂直的距离方向上进行所述轮廓搜索。
4. 根据权利要求3所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
所述模型变形单元按配置后的所述节点列包含的每个节点,在该节点的初始设定位置的附近范围内进行所述轮廓搜索。
5. 根据权利要求2所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
所述初始设定单元还包括模型生成单元,该模型生成单元基于过去形成的多个修正轮廓模型,来生成原轮廓模型,
所述尺寸调整单元调整所述原轮廓模型的时间轴方向上的尺寸。
6. 根据权利要求4所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
所述模型变形单元基于过去形成的多个修正轮廓模型,来决定进行所述轮廓搜索的附近范围的尺寸。
7. 根据权利要求1所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
所述M型图像包括多条轮廓线,
所述轮廓模型包括多个节点列,该多个节点列用于提取所述多条轮廓线中的多个提取部分,
所述模型变形单元按所述多个节点列包含的每个节点进行轮廓搜索,使所述多个节点列分别与所述多个提取部分匹配。
8. 根据权利要求1所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
所述超声波图像处理装置还具备追踪单元,该追踪单元通过基于与所述提取部分匹配的所述节点列进行的插补处理,来生成模拟出所述提取部分的追踪线。
9. 根据权利要求1所述的超声波图像处理装置,其特征在于,
所述确定单元基于被检体的心跳信息来确定所述图像部分。

超声波图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波图像处理装置,尤其涉及对表示被检体内的组织运动的M型图像进行处理的超声波图像处理装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是通过向被检体收发超声波并基于由此得到的接收信号来形成超声波图像的装置。由超声波诊断装置形成的超声波图像中存在各种图像,其中之一是M型图像。M型图像是表现被检体内的组织运动的图像。在M型图像中,例如纵轴为深度轴,横轴为时间轴,由沿着时间轴方向延伸的高亮度(或低亮度)的线(轮廓线)示出组织沿深度方向的运动的情形。需要说明的是,也已知表示在B型断层图像上任意设定的观测线上的组织运动的M型图像。

[0003] M型图像用于例如LA/AO比计测。LA/AO比是评价心脏的形态的指标,是心脏的收缩末期的左房径(LA)与扩张末期的大动脉径(AO)之比。在以往的LA/AO比计测中,在包含表现了大动脉壁以及左房壁的位置的运动的轮廓线在内的M型图像上,检查者通过手动移动光标等方式来指定心脏的收缩末期的两左房壁的位置以及扩张末期的两大动脉壁的位置。

[0004] 以往,在M型图像中检查者必须手动指定计测点,因此产生了计测花费工夫等问题。于是,为了自动地设定计测点,提出了进行M型图像所包含的轮廓线的自动追踪的技术。

[0005] 例如,专利文献1记载了如下内容:在M型图像上决定组织边界的位置1点,比较该点的亮度值和从该点沿着时间轴方向移动一个像素后的位置(下一时刻)处的5附近的像素的亮度值,将该5附近的像素中的亮度值之差成为最小的像素设为下一时刻的组织边界。通过反复进行该处理来追踪表示组织边界的运动的线。在M型图像上,轮廓线通常为沿着时间轴方向流动的具有周期性的比较平滑的曲线。专利文献1所公开的方法利用这样的性质而沿着时间轴方向依次搜索组织边界的位置。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本专利第4656392号说明书

发明内容

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 在超声波诊断装置或对超声波图像进行处理的信息处理装置上,在对M型图像进行轮廓线的提取的情况下,追求提取精度的提高或者提取时间的缩短化。另一方面,M型图像的扫掠速度参差不齐,另外心率并不恒定,因此要求实现不依赖于它们的轮廓线提取法。需要说明的是,在专利文献1所公开的方法中,能够指出在长距离地进行轮廓线的提取的情况下容易受到噪声等的影响这一问题。

[0011] 本发明的目的在于在M型图像上高精度地进行轮廓线的提取。或者,本发明的目的在于减少M型图像上的轮廓线的提取处理时间。或者,本发明的目的在于,在M型图像上,以

心跳单位同时提取与心跳同步地周期性运动的多条轮廓线。

[0012] 用于解决课题的方案

[0013] 本发明的超声波图像处理装置的特征在于,其具备:确定单元,其在包含作为运动曲线的轮廓线的M型图像中,确定包含所述轮廓线中的提取部分在内的图像部分;和提取单元,其通过将包含节点列的轮廓模型应用于包含所述提取部分的图像部分,来提取所述轮廓线中的提取部分,所述提取单元包括:初始设定单元,其进行所述轮廓模型相对于所述图像部分的初始设定;和模型变形单元,其通过在所述M型图像上按所述初始设定后的节点列所包含的每个节点进行轮廓搜索,使所述节点列与所述提取部分匹配而形成修正轮廓模型。

[0014] 根据上述结构,通过将包含节点列的轮廓模型应用于M型图像中的部分图像,来提取该部分图像所包含的提取部分。详细而言,轮廓模型是包含至少一个节点列(优选多个节点列)的轮廓搜索用模型,各节点列由沿着时间轴方向排列的多个节点构成。各节点作为轮廓搜索点发挥功能,各节点的在部分图像上的初始设定位置规定搜索开始位置。在部分图像上,一边依次改变各节点的位置,一边利用各节点来搜索轮廓的有无。作为轮廓检测方法,能够利用各种公知方法。无论是那种情况,均利用多个节点来单独地对提取部分上的多个位置(轮廓点)进行提取。经过这样的处理,能够得到包含与提取部分匹配的节点列的修正轮廓模型。

[0015] 在上述结构中,若利用多个节点并列地进行轮廓搜索,则与从轮廓线的一端向另一端侧逐次进行搜索的情况相比,能够削减搜索时间。在该情况下,若各节点独立地进行轮廓搜索,即若不受到其他节点的搜索结果影响地进行搜索,则能够避免由噪声等引起的轮廓误检测的连锁这一问题。不过,在确定搜索范围等时也可以参照其他节点位置及其他。通过采用轮廓模型,能够与成为提取对象的提取部分的标准形态或者标准构造配合地来预先确定节点列的初始形态或者多个节点列的初始排列。据此,能够得到能高效地进行基于各个节点的轮廓搜索这一优点。另外,能够有效地缩窄搜索范围,因此能够实现噪声耐受性强且可靠性高的处理。

[0016] 优选的是,所述初始设定单元包括:尺寸调整单元,其根据所述提取部分的时间轴方向上的长度,来调整所述轮廓模型的时间轴方向上的尺寸;和模型配置单元,其在所述图像部分上配置尺寸调整后的所述轮廓模型。

[0017] 提取部分的时间轴方向上的长度根据扫掠速度以及心率而变化。因此,在上述结构中,尺寸调整单元在轮廓模型的初始设定时,根据提取部分的时间轴方向上的长度来调整轮廓模型的时间轴方向上的尺寸。在此基础上,模型配置单元将尺寸调整后的轮廓模型配置于部分图像上。通过尺寸调整,无需预先生成时间长度不同的多个轮廓模型并保存它们。尺寸调整可通过原来的模型的伸缩、尺寸调整完的模型的运算等来实现。优选的是,轮廓模型中,例如将各节点的时间轴方向上的位置定义为轮廓模型相对于整个期间的相对位置,以便即使在时间轴方向上伸缩也维持各节点的时间轴方向上的相对位置关系。需要说明的是,优选的是,轮廓模型的距离轴方向的尺寸也与距离轴尺度一致。

[0018] 优选的是,所述模型变形单元按所述配置后的节点列所包含的每个节点,在与时间轴方向垂直的距离方向上进行所述轮廓搜索。在M型图像上,也可以按每个节点广泛地进行二维轮廓搜索,但若将轮廓搜索主要限制在距离方向上或者仅限定在距离方向上,则能

够提高搜索效率。即使在该情况下,由于已经进行了轮廓模型的尺寸调整,即由于多个节点的排列与提取部分的时间长度一致,因此也能够通过多个节点准确地搜索该提取部分整体。例如,在多个节点沿着时间轴方向等间隔地配置的情况下,维持该等间隔,由此能够均等地保持时间轴方向的搜索分解能力。

[0019] 优选的是,所述模型变形单元按所述配置后的节点列所包含的每个节点,在该节点的初始设定位置的附近范围内进行所述轮廓搜索。根据该结构,在每个节点中,将搜索范围限制在距离方向上的附近范围内。由此,能够避免搜索范围不必要地增大的问题,能够削减搜索时间。附近范围基本上是在距离方向上向初始设定位置的两侧扩展的范围,可以构成为能够按各个节点单独地设定附近范围的尺寸,也可以对多个节点设定一样的附近范围。

[0020] 优选的是,所述初始设定单元还包括模型生成单元,该模型生成单元基于过去形成的多个修正轮廓模型,来生成原轮廓模型,所述尺寸调整单元调整所述原轮廓模型的时间轴方向上的尺寸。根据该结构,能够通过多个修正轮廓模型来生成反映出过去成为匹配对象的多个提取部分(实际的轮廓形态)的原轮廓模型。因而,若将基于原轮廓模型进行的尺寸调整后的轮廓模型应用于部分图像,则使多个节点的初始设定位置接近实际的提取部分的可能性提高。

[0021] 优选的是,所述模型变形单元基于过去形成的多个修正轮廓模型,来决定进行所述轮廓搜索的附近范围的尺寸。例如,在过去形成的多个修正轮廓模型中某一节点的位置集中在窄的范围,则可以说在此次提取对象的M型图像中与该节点对应的轮廓位置处于该范围内的可能性也高。因此,通过基于过去的修正轮廓模型来决定轮廓搜索范围,能够进一步缩窄轮廓搜索范围。由此,进一步提高搜索效率。

[0022] 优选的是,所述M型图像包括多条轮廓线,所述轮廓模型包括多个节点列,该多个节点列用于提取所述多条轮廓线中的多个提取部分,所述模型变形单元按所述多个节点列所包含的每个节点进行轮廓搜索,使所述多个节点列分别与所述多个提取部分匹配。

[0023] 根据上述结构,通过使用具有多个节点列的轮廓模型,能够同时或者一并提取图像部分所包含的多个提取部分。多个提取部分整体上呈沿着时间轴空间轴扩展的二维图案,能够对其设置由多个节点列构成的轮廓图案(二维节点阵列)。因此,即使多个提取部分的一部分不鲜明,或者即使多个提取部分发生接近、接触,也容易对它们设置轮廓模型。

[0024] 优选的是,所述超声波图像处理装置还具备追踪单元,该追踪单元通过基于与所述提取部分匹配的所述节点列进行的插补处理,来生成模拟出所述提取部分的追踪线。

[0025] 优选的是,所述确定单元基于所述被检体的心跳信息来确定所述图像部分。由此,由心跳信息确定关注的一个或多个心跳。也可以是,确定单元基于观察到与M型图像同时显示的心电波形的用户的输入,来确定图像部分或者处理对象区间。

[0026] 发明效果

[0027] 根据本发明,能够在M型图像上高精度地进行轮廓线的提取。或者,能够减少M型图像上的轮廓线的提取处理时间。或者,能够在M型图像上,以心跳单位同时提取与心跳同步地周期性运动的多条轮廓线。

附图说明

- [0028] 图1是本实施方式的超声波诊断装置的结构简要图。
- [0029] 图2是表示本实施方式的观测路径的图。
- [0030] 图3是表示本实施方式的M型图像的例子图。
- [0031] 图4是轮廓模型的概念图。
- [0032] 图5是表示轮廓模型沿着时间轴方向伸展的情形的概念图。
- [0033] 图6是表示轮廓模型的节点的深度信息被变更的情形的概念图。
- [0034] 图7是表示边缘搜索位置的范围的例子图。
- [0035] 图8是表示边缘搜索位置的范围的另一例的图。
- [0036] 图9是表示修正轮廓模型的各节点列所包含的节点间的插补处理的例子图。
- [0037] 图10是表示本实施方式的超声波诊断装置的动作流程的流程图。

具体实施方式

[0038] 以下,说明本发明的实施方式。

[0039] 图1是作为本实施方式的超声波图像处理装置的超声波诊断装置10的结构简要图。超声波诊断装置10是通常设置于医院等医疗机关且对被检体执行超声波诊断的医疗方面的设备。超声波诊断装置10具备形成表示被检体内的组织边界的运动的M型(M-mode)图像的功能。在本实施方式中,由超声波诊断装置10形成M型图像,使用该M型图像来进行上述的LA/AO比计测。

[0040] 探头12是对被检体进行超声波的收发的超声波探头。探头12具有由多个振子构成的振子阵列。振子阵列所包含的各振子根据来自收发部14的与各振子对应的多个发送信号而振动并产生超声波束。另外,振子阵列接收来自超声波收发区域的反射回波且将声音信号转换为作为电信号的接收信号并向收发部14输出。在本实施方式中,探头10朝向被检体的心脏收发超声波。

[0041] 收发部14通过将对探头12所具有的多个振子进行激振的多个发送信号向探头12输送,从而在探头12中产生超声波。另外,收发部14对从接收到反射回波的多个振子得到的多个接收信号进行整相加法运算处理而形成沿着超声波束的扫描方向排列的波束数据。波束数据由沿着深度方向排列的多个反射回波信号构成。这样,收发部14具备发送波束形成器和接收波束形成器的功能。

[0042] 在本实施方式中,后述的图像形成部18形成M型图像。在M型图像的形成之前形成B型(B-mode)图像,在该B型图像上设定成为M型图像的对象观测路径。在设定观测路径后,对该观测路径收发超声波。

[0043] 影像存储器(cine-memory)16存储来自收发部14的多个波束数据。影像存储器16例如具有环形缓冲区那样的构造,依次保存按时间序列的顺序输入的各波束数据。影像存储器16存储从最新到过去一定期间的波束数据。

[0044] 图像形成部18例如是数码扫描转换器(DSC)等,基于存储于影像存储器16的波束数据而形成作为生物体图像的超声波图像。作为在图像形成部18中形成的超声波图像,除了M型图像以外,还包括被检体内的组织的断层图像即B型图像等。

[0045] M型图像通过如下方式形成:将基于来自观测路径的接收信号的波束数据转换成与反射回波强度相应的亮度值,并将它们按时间序列的顺序排列。例如,在血管壁、心壁等

组织边界处反射回波的强度变大,因此将它们的位置以高亮度表现。然后,在对在观测路径上依次得到的波束数据列同样地进行处理并在显示部40上进行扫掠,由此在M型图像上形成沿着时间轴方向延伸的高亮度线。该高亮度线成为表示被检体内的组织运动的轮廓线。

[0046] M型图像形成为其时间轴方向上的比例尺根据用户设定的扫掠速度而不同。扫掠速度越大,则在一个M型图像中显示的期间越成为比较短的期间,扫掠速度越小,则在一个M型图像中显示的期间越成为比较长的期间。因此,M型图像所包含的轮廓线的时间轴方向上的伸缩率也根据扫掠速度而不同。

[0047] 在本实施方式中,图像形成部18基于经过被检体的心脏的大动脉瓣以及左心房的波束数据而形成M型图像。因此,在本实施方式中形成的M型图像中,大动脉壁、大动脉瓣以及左房壁的位置的经时变化由沿着时间轴方向延伸的轮廓线来表现。各轮廓线与实际的组织的二维轮廓等不同,是通过扫掠而构成的人工轮廓。各轮廓线具有按照扫掠速度以及心率的周期性的形态。即,相同的波形图案跨多个心跳地相连。

[0048] 心电仪20输出表示被检体的心脏跳动的情形的心电数据。心电仪20具有电极,通过将该电极安装于被检体而计测被检体的心电动势。表示计测到的电动势的数据作为心电数据而输出。

[0049] 存储部22由例如硬盘、ROM或者RAM等构成,存储在超声波装置10中执行的程序或者在超声波诊断装置10中处理的数据等。另外,存储部22存储轮廓模型24。

[0050] 轮廓模型24是用于提取M型图像上的轮廓构造的模型。轮廓模型24与规定期间内的该轮廓构造(即轮廓构造的一部分)对应,在本实施方式中与一个心跳期间的轮廓构造对应。即,M型图像具有沿着深度方向排列的许多轮廓线的集合体那样的样态,在本实施方式中,其中的特定的多条轮廓线(关注轮廓线)是提取处理的对象。更具体而言,多条关注轮廓线中的属于用户指定的特定的心跳周期内的多条线段(关注线段)是提取处理的对象。另一方面,轮廓模型由与多条关注线段对应的多个节点列构成,其排列被设定为针对多条关注线段的标准的排列。实际上,按计测的种类准备有用于实现该计测的轮廓模型。预先准备轮廓模型24且将该轮廓模型24存储于存储部22。

[0051] 在本实施方式中,如上所述,作为M型图像,以表示大动脉壁、大动脉瓣以及左房壁的运动的多条轮廓线为关注线而准备包含与各关注线的一部分即多条关注线段对应的多个节点列在内的轮廓模型24。各节点列包含多个节点。在轮廓模型24中,如后所述,多个节点列沿着深度方向(距离方向)排列。因此,轮廓模型24具有在时间轴方向和深度方向上二维排列的多个节点。

[0052] 需要说明的是,在本实施方式中,轮廓模型24包含多个节点列,但也能够采用轮廓模型24仅包含一个节点列的方式。另外,轮廓模型24优选按计测的种类或者根据被检体的特性(年龄、性别等)而设置有多个。关于轮廓模型24,后面使用图4来进行详细叙述。

[0053] 模型应用部26将轮廓模型24应用于图像形成部18所形成的M型图像,向M型图像所包含的多条关注线段匹配轮廓模型24并使轮廓模型24变形。由此,从M型图像提取多条关注线段。需要说明的是,模型应用部26所处理的M型图像是被用户在规定的时机冻结且扫掠停止的状态下的M型图像。

[0054] 模型应用部26所包含的提取期间确定部28确定在M型图像中提取关注线段的期间即提取期间。在本实施方式中,提取期间在M型图像上确定为具有包含多条关注线的某一固

定区域的图像部分。在本实施方式中,基于来自心电仪20的信号,将心电波形的R波的峰值间的期间、即一个心跳期间设为提取期间。提取期间也可以是一个心跳期间以外的期间,例如也可以是两个心跳期间等。优选设为与超过准备好的模型的时间相一致的期间。

[0055] 模型应用部26所包含的模型伸缩部30根据所确定的提取期间而使轮廓模型24沿着时间轴方向伸缩。如上所述,M型图像的时间轴方向上的比例尺根据扫掠速度而不同,因此例如即使是同一个心跳期间,时间轴方向上的长度也根据扫掠速度而不同。通过模型伸缩部30使轮廓模型24沿着时间轴方向伸缩,能够与扫掠速度的设定无关地将轮廓模型24适当地应用于M型图像。由此,无需准备时间长度不同的多个模型。

[0056] 模型应用部26所包含的节点位置变更部32针对应用于M型图像且被伸缩处理后的(即初始设定后的)轮廓模型24所包含的各节点进行边缘搜索,使各节点的位置向由形成部18形成的M型图像所包含的多条关注线段上移动。详细而言,以使轮廓模型24所包含的多个节点列与M型图像中的多条关注线段匹配的方式变更各节点列所包含的各节点的位置。

[0057] 关于模型应用部26的详细处理内容,后面使用图5-8来进行详细叙述。

[0058] 追踪部34基于构成被模型应用部26应用于M型图像且匹配后的修正轮廓模型的多个节点列,进行M型图像中的关注线段的追踪。具体而言,通过进行在修正轮廓模型的各个节点列所包含的各相邻节点间添加插补点的处理而进行追踪。通过追踪部34进行追踪处理,从而形成与M型图像所包含的各关注线段近似的多条追踪线。

[0059] 计测部36基于追踪部34所形成的追踪线而进行计测。在本实施方式中,进行LA/AO比计测。例如,计测部36基于心电波形,在多条追踪线上确定被检体的心脏的收缩末期以及扩张末期的位置。并且,计测部36基于多条追踪线,计测收缩末期的大动脉径以及扩张末期的左房径。关于追踪部34以及计测部36的处理,后面使用图9来详细叙述。

[0060] 显示控制部38进行包含图像形成部18所形成的M型图像在内的各种图像以及表示计测部36的计测结果的数值等的显示处理,并显示于显示部40。控制部42例如是CPU,进行超声波诊断装置10整体的控制。

[0061] 在本实施方式中,超声波诊断装置10被用作超声波图像处理装置,但也可以从超声波诊断装置向个人计算机(PC)转发接收信号,在PC中进行M图像数据的形成、轮廓模型向M型图像的应用、轮廓模型的变形以及计测处理。在该情况下,PC相当于超声波图像处理装置。

[0062] 需要说明的是,图1所示的各结构(标注附图标记的各部分)中的图像形成部18、模型应用部26、追踪部34、计测部36这样的各部分例如能够利用电气电子电路、处理器等硬件来实现,也可以在该实现中根据需要而利用存储器等器件。另外,与上述各部分对应的功能也可以通过CPU、处理器、存储器等硬件与规定CPU、处理器的动作的软件(程序)的协作来实现。显示部40的优选的具体例是液晶显示器等。控制部42例如能够通过CPU、处理器、存储器等硬件与规定CPU、处理器的动作的软件(程序)的协作来实现。

[0063] 图2是表示本实施方式的观测路径64的图。图2是心脏的剖视图,示出了大动脉50、左心房52以及左心室66。在本实施方式中,由于计测大动脉50的直径以及左心房52的直径,因此以经过前侧大动脉壁54、前侧大动脉瓣56、后侧大动脉瓣58、后侧大动脉壁(兼作前侧左心房壁)60以及后侧左心房壁62的方式设定观测路径64。基于沿着观测路径64的波束数据来形成M型图像。

[0064] 图3是表示在本实施方式中形成的M型图像70的图。在参照图1以及图2的同时说明图3。M型图像70的横轴为时间轴,纵轴为深度轴。以高亮度表示的轮廓线72、74、76、78以及80表示被检体的各组织的运动。即,轮廓线72表示前侧大动脉壁54的运动,轮廓线74表示前侧大动脉瓣56的运动,轮廓线76表示后侧大动脉瓣58的运动,轮廓线78表示后侧大动脉壁60的运动,轮廓线80表示后侧左心房壁62的运动。需要说明的是,大动脉瓣与心跳相应地反复进行开闭。在收缩初期大动脉瓣打开,因此在收缩初期轮廓线74、76分支为两条,但在其他时相大动脉瓣关闭,因此轮廓线74、76大致为一体。

[0065] 另外,M型图像70包含基于心电仪20所取得的心电数据形成的心电波形82。在本实施方式中,由于进行一个心跳期间的轮廓线的提取,因此提取期间确定部28从心电波形82检测出R波84的峰值,将该R波84的峰值间的期间确定为提取期间T1。

[0066] 图4是表示轮廓模型的一例的概念图。图4是表示由模型伸缩部30等进行处理之前的原轮廓模型的图。在图4中,横轴为时间轴,纵轴为深度轴。轮廓模型90包含用于提取一个心跳期间T2的大动脉壁、大动脉瓣以及左心房壁的轮廓线的多个节点列。例如,包含以三角形表示的多个节点92的节点列102与前侧大动脉壁54的轮廓线对应,多个节点92是用于提取该轮廓线的搜索点。节点列102所包含的多个节点92沿着前侧大动脉壁54的轮廓线的平均形状而被标绘。同样地,以白圆圈表示的多个节点94与前侧大动脉瓣56对应,以x记号表示的多个节点96与后侧大动脉瓣58对应,以黑圆圈表示的多个节点98与后侧大动脉壁60对应,以四方形表示的多个节点100与后侧左心房壁62对应。如图4所示,轮廓模型90所包含的多个节点整体上构成时间轴方向和深度方向的二维排列。

[0067] 轮廓模型90所包含的各节点列中含有的节点数可以是任意的。节点的个数越多,则越能够详细地表现轮廓线的形状,但轮廓线的提取处理花费时间。另一方面,若节点的个数少,则由模型提取的轮廓线的形状成为粗略的形状,但能够减少处理的时间。

[0068] 轮廓模型90所包含的各节点具有表示相对于一个心跳期间T2的相对时刻的时刻信息和表示该时刻的组织的深度的深度信息。对于轮廓模型90,在本实施方式中,各个节点列所包含的各节点的时间轴方向的间隔t恒定,即为等间隔。间隔t是对一个心跳期间T2进行等分(在轮廓模型90中为10等分)的情况下的一个单位。在轮廓模型90中,在将一个心跳期间T2进行10等分而得到的间隔t处标绘多个节点,设定表示节点列102内的时间轴方向的顺序的顺序信息,由此向各节点赋予表示相对于一个心跳期间T2的相对时刻的时刻信息。

[0069] 轮廓模型90也可以由用户等构成,但优选基于过去所检测到的边缘位置而形成。例如,也可以是,将通过模型应用部26的匹配处理而得到的修正轮廓模型所包含的各节点的深度信息存储于存储部22,基于蓄积的多个深度信息来决定轮廓模型90的各节点的深度(深度方向的初始位置)。例如,也可以是,按修正轮廓模型所包含的节点进行区别地蓄积深度信息,按节点算出深度的平均值,将该平均值设为轮廓模型90的各节点的初始深度位置。通过基于过去的检测边缘位置来决定节点的位置,能够将轮廓模型90的节点列所包含的各节点的初始位置设为与成为提取对象的轮廓线更接近的位置,能够缩短以节点作为开始点的边缘搜索的搜索距离。由此,提高边缘搜索的效率。

[0070] 以下,参照图1并使用图5-9来说明模型应用部26的处理。图5是表示轮廓模型90沿着时间轴方向伸展的情形的概念图。需要说明的是,以轮廓模型90重叠于M型图像70上的例子来说明本实施方式。

[0071] 首先,由模型应用部26进行轮廓模型的初始设定。初始设定包括对M型图像进行的轮廓模型的应用以及由模型伸缩部30进行的伸缩处理。在基于过去的计测结果等来形成轮廓模型的情况下,也可以包括该轮廓模型的形成。如图5(a)所示,模型应用部26使轮廓模型90重叠于M型图像70上。如上所述,M型图像70的时间轴方向的比例尺根据用户设定的扫掠速度而变化,因此若只是使轮廓模型90重叠于M型图像70,则M型图像70的一个心跳期间T1与轮廓模型90的一个心跳期间T2通常不一致。但是,如后所述使轮廓模型90沿着时间轴方向伸缩,因此无需严格地进行时间轴方向上的对位。

[0072] 另一方面,关于深度方向的位置,优选以一定程度的位置精度重叠轮廓模型90。例如,通过使M型图像的深度方向上的中央值与轮廓模型90的深度方向上的中央值一致等的处理来进行对位。或者,也可以以使M型图像的深度方向上的尺度(scale)与轮廓模型90的深度方向上的尺度一致的方式,使轮廓模型90沿着深度方向伸缩。

[0073] 模型伸缩部30以使轮廓模型90的一个心跳期间T2与M型图像70的一个心跳期间T1一致的方式,使轮廓模型90沿着时间轴方向伸展。如上所述,轮廓模型90所包含的各节点具有表示相对于一个心跳期间T2的相对时刻的时刻信息,因此伴随该伸展处理,各节点也与一个心跳期间T2的伸展量相应地沿着时间轴方向分别移动。需要说明的是,在本例中,在由模型伸缩部30进行处理前(即在图5(a)所示的阶段)轮廓模型90的一个心跳期间T2比M型图像70的一个心跳期间T1短,因此进行轮廓模型90的伸展处理。在轮廓模型90的一个心跳期间T2比M型图像70的一个心跳期间T1长的情况下,模型伸缩部30以使轮廓模型90的一个心跳期间T2与M型图像70的一个心跳期间T1一致的方式,使轮廓模型90沿着时间轴方向收缩。

[0074] 如图5(b)所示,伸展后的轮廓模型102所包含的各节点的位置成为与M型图像70所包含的多条关注线段接近的位置。但是,轮廓模型102终究是基于过去的计测数据等形成的模型,因此在图5(b)所示的阶段,轮廓模型102所包含的各节点的位置未完全处于M型图像70所包含的多条关注线段上。

[0075] 图6是表示伸展后的轮廓模型102的节点的深度信息被变更的情形的概念图。在图6中,省略图示伸展后的轮廓模型102所包含的节点中的与前侧大动脉壁54的轮廓线72对应的节点列104以外的节点。在变更节点列104所包含的各节点的深度信息的例子中,说明作为模型变形单元的节点位置变更部32的处理。

[0076] 节点位置变更部32针对M型图像70进行图像处理,进行用于检测M型图像70所包含的多条关注线段的边缘搜索。边缘搜索是在M型图像中提取亮度急剧变化的位置的处理,通过使用例如微分滤波器等来进行。如上所述,作为轮廓线的一部分的关注线段是高亮度或低亮度线,因此能够通过边缘搜索来提取轮廓线72。

[0077] 节点位置变更部32按节点来进行边缘搜索。即,以各节点为边缘搜索的开始点在各节点附近进行边缘搜索。例如,在图6中,针对节点92a,从节点92a的位置起开始边缘检测,在其附近进行边缘的搜索,在检测到边缘106时结束边缘搜索。由此,节点92a的位置成为边缘106的位置。通过该处理,节点92a所具有的深度信息被变更为表示检测到的边缘106的深度的信息。通过针对所有节点进行该处理,从而节点列104所包含的多个节点的位置位于此次所取得的M型图像70中的前侧大动脉壁54的轮廓线72的一部分即关注线段上。通过对轮廓模型102所包含的其他节点列也进行上述同样的处理,从而形成包括位于M型图像70所包含的各关注线段上的多个节点在内的修正轮廓模型。

[0078] 如上所述,在本实施方式中,使用轮廓模型90来进行M型图像所包含的多条关注线段的提取。由于轮廓模型90所包含的多个节点位于M型图像所包含的多条关注线段的附近,因此通过将该多个节点设为边缘搜索点,能够减少关注线段的位置的搜索所需的处理时间。

[0079] 另外,也可以仅将各节点附近的规定范围内设为边缘搜索范围。如上所述,由于认为多条关注线段处于各节点的附近,因此即使将搜索范围限定于节点92附近,检测到轮廓线72的可能性也高。另外,通过限定搜索范围,从而例如在从节点观察向与关注线段相反的方向开始搜索等的情况下,能够更尽早地检测到轮廓线。在最初设定的规定范围内没有发现边缘的情况下,也可以进行扩大搜索区域并再次实施边缘搜索等处理。

[0080] 由于仅在节点附近的规定范围内进行边缘搜索,因此在边缘搜索时,不容易受到M型图像70所包含的噪声的影响。第一,只要在边缘搜索范围内不存在噪声,在边缘搜索时不会受到噪声的影响。第二,即使在一个节点附近进行边缘搜索时,结果因噪声的影响而将错误的位置判定为轮廓位置,由于针对其他的各节点分别单独地进行边缘搜索,因此也不会受到该一个节点的误检测的影响。由此,能够整体上进一步排除噪声的影响而进行关注线段的提取。

[0081] 另外,在本实施方式中,由于利用包含多个节点列的轮廓模型90,因此能够同时提取多条关注线段。在该情况下,轮廓模型90具有在时间轴方向和深度方向上二维排列的边缘搜索开始点(即节点),同时进行从各边缘搜索开始点起的边缘搜索。由此,能够更高效地进行心跳单位中的多条关注线段的提取。

[0082] 图7是表示边缘搜索位置的范围的例子的图。在本实施方式中,节点位置变更部32在与M型图像的深度轴平行的方向(即与时间轴垂直的方向)上进行边缘搜索。通过在与深度轴平行的方向上进行边缘搜索,从而缩短边缘搜索所需的处理时间,并且维持轮廓模型内的各节点间的时间轴方向上的间隔。即,轮廓模型所具有的各节点的时刻信息不会因节点位置变更部32的处理而被变更。如图7所示,针对节点92b的边缘搜索范围110从节点92b起沿着与深度轴平行的方向延伸。边缘搜索范围110的宽度可由用户任意决定。优选将边缘搜索范围110设为以节点92b为中心的范围,但不一定限定于此。

[0083] 图8是表示边缘搜索位置的范围的另一例的图。边缘搜索范围也可以基于过去形成的修正轮廓模型的各节点的深度信息来决定。图8中,以黑三角114表示被节点位置变更部32变更深度信息之前的节点92b和过去形成的修正轮廓模型中的节点92b的位置。多个黑三角114所示的位置是多个修正轮廓模型中的节点92b的位置,即节点92b的深度信息的历史数据。过去的节点92b的深度信息表示在过去形成的M型图像中实际检测到前侧大动脉壁的轮廓线的深度,因此认为若基于节点92b的深度信息的历史数据的分布来决定边缘搜索范围,则在该搜索范围内检测到边缘的可能性高。由此,能够适当地设定边缘搜索范围,即尽量地将边缘搜索范围设定为窄的范围,能够进一步减少处理时间。

[0084] 另外,如图8所示,各节点的边缘搜索范围的长度也可以不同。例如,在节点92b的深度信息的历史数据的分布宽度与节点92c的深度信息的历史数据的分布宽度不同的情况下,可以基于各自的分布宽度来确定边缘搜索范围,其结果是,与节点92b对应的边缘搜索范围112和与节点92c对应的边缘搜索范围118的长度不同。

[0085] 图9是表示修正轮廓模型的各节点列所包含的节点间的插补处理的例子的图。当

由节点位置变更部32进行的处理结束并形成修正轮廓模型时,由追踪部34进行追踪处理。追踪处理通过修正轮廓模型的各节点列所包含的节点间的插补处理来进行。例如,通过对节点列104所包含的各节点之间进行曲线插补,从而形成对前侧大动脉壁的轮廓线的一部分即关注线段进行追踪而得到的追踪线130。同样地,通过对其他节点列也进行插补处理,从而形成对各关注线段进行追踪而得到的追踪线。需要说明的是,也可以将修正轮廓模型所包含的各节点以及所形成的追踪线与M型图像一起显示于显示部。

[0086] 在由追踪部34形成追踪线后,计测部36基于修正轮廓模型所包含的各节点或者所形成的追踪线来计测大动脉径以及左房径。计测部36基于心电数据等而在修正轮廓模型中确定心脏的扩张末期 t_1 以及收缩末期 t_2 。并且,对扩张末期 t_1 的前侧大动脉壁的追踪线130与后侧大动脉壁的追踪线132的间隔进行计测,将其作为AODs(扩张末期大动脉径)。另外,对收缩末期 t_2 的后侧大动脉壁的追踪线132与后侧左心房壁的追踪线134的间隔进行计测,将其作为LADs(收缩末期左房径)。将计测到的AODs以及LADs的值及其比即 LA/AO 比与M型图像一起显示于显示部。在本实施方式中对AODs以及LADs进行了计测,但也可以基于修正轮廓模型所包含的各节点或者所形成的追踪线来计测其他项目。

[0087] 图10是表示本实施方式的超声波诊断装置的动作流程的流程图。在参照图1的同时说明图10。

[0088] 在步骤S10中,图像形成部18基于来自对被检体收发超声波的探头12的接收信号来形成M型图像。

[0089] 在步骤S12中,提取期间确定部28基于根据由心电仪20取得的心电数据形成的心电波形,在所形成的M型图像中确定提取关注线段的期间即提取期间。在本实施方式中,将一个心跳期间确定为提取期间。

[0090] 在步骤S14中,模型伸缩部30使轮廓模型24重叠于M型图像,以使所形成的M型图像的一个心跳期间与轮廓模型24的一个心跳期间一致的方式使轮廓模型24收缩。

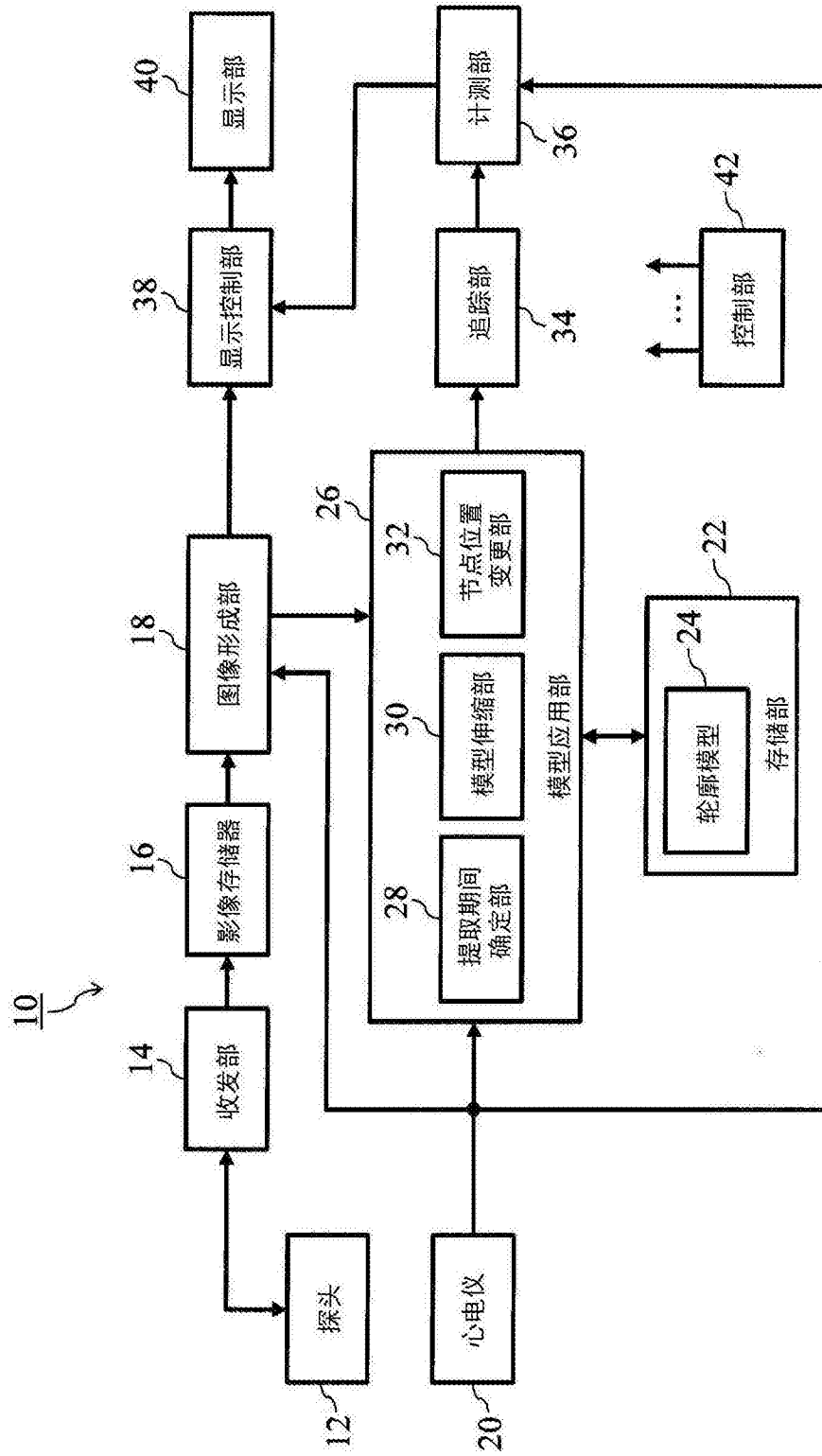
[0091] 在步骤S16中,节点位置变更部32在M型图像中进行边缘搜索,提取关注线段。在本实施方式中,针对伸缩后的轮廓模型24所包含的各节点进行边缘搜索,从各节点起在深度方向上进行边缘搜索。以使轮廓模型24所包含的各节点的位置成为通过边缘搜索提取出的边缘位置的方式使轮廓模型24变形。由此,形成表示此次形成的M型图像所包含的关注线段的修正轮廓模型。

[0092] 在步骤S18中,追踪部34对修正轮廓模型的节点列进行插补处理,由此形成对M型图像所包含的关注线段进行追踪而得到的追踪线。

[0093] 在步骤S20中,计测部36基于修正轮廓模型所包含的各节点或者所形成的追踪线来进行所期望的计测。

[0094] 附图标记说明

[0095] 10 超声波诊断装置、12 探头、14 收发部、16 影像存储器、18 图像形成部、20 心电仪、22 存储部、24 轮廓模型、26 模型应用部、28 提取期间确定部、30 模型伸缩部、32 节点位置变更部、34 追踪部、36 计测部、38 显示控制部、40 显示部、42 控制部。



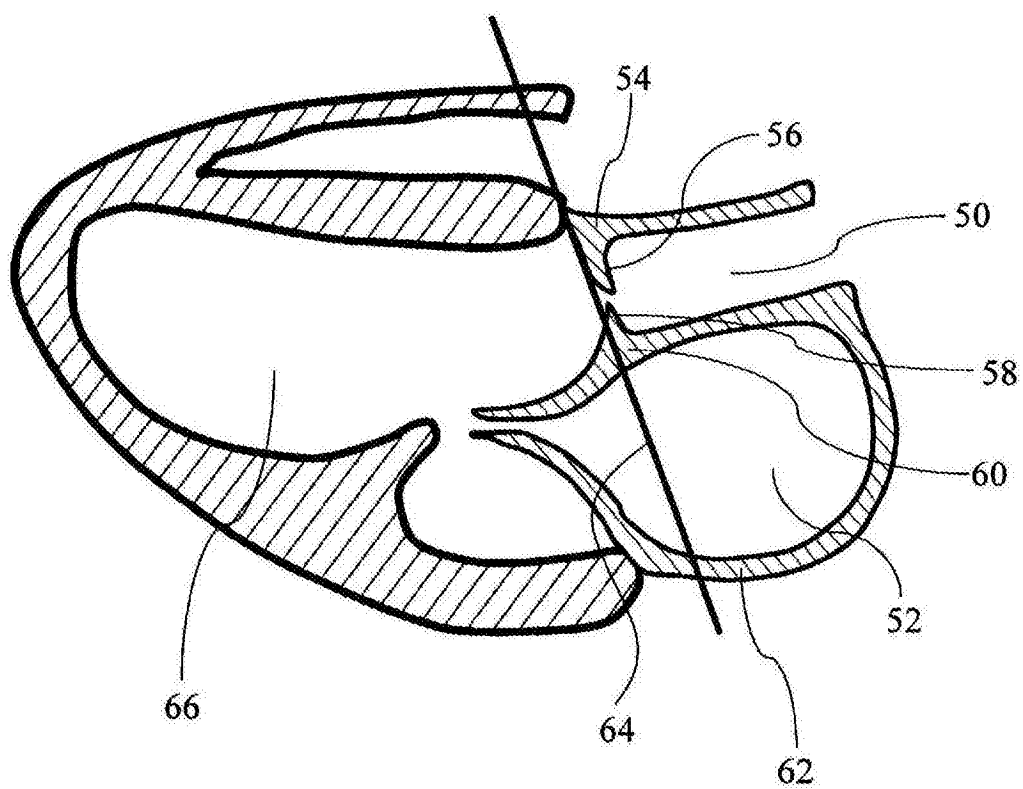


图2

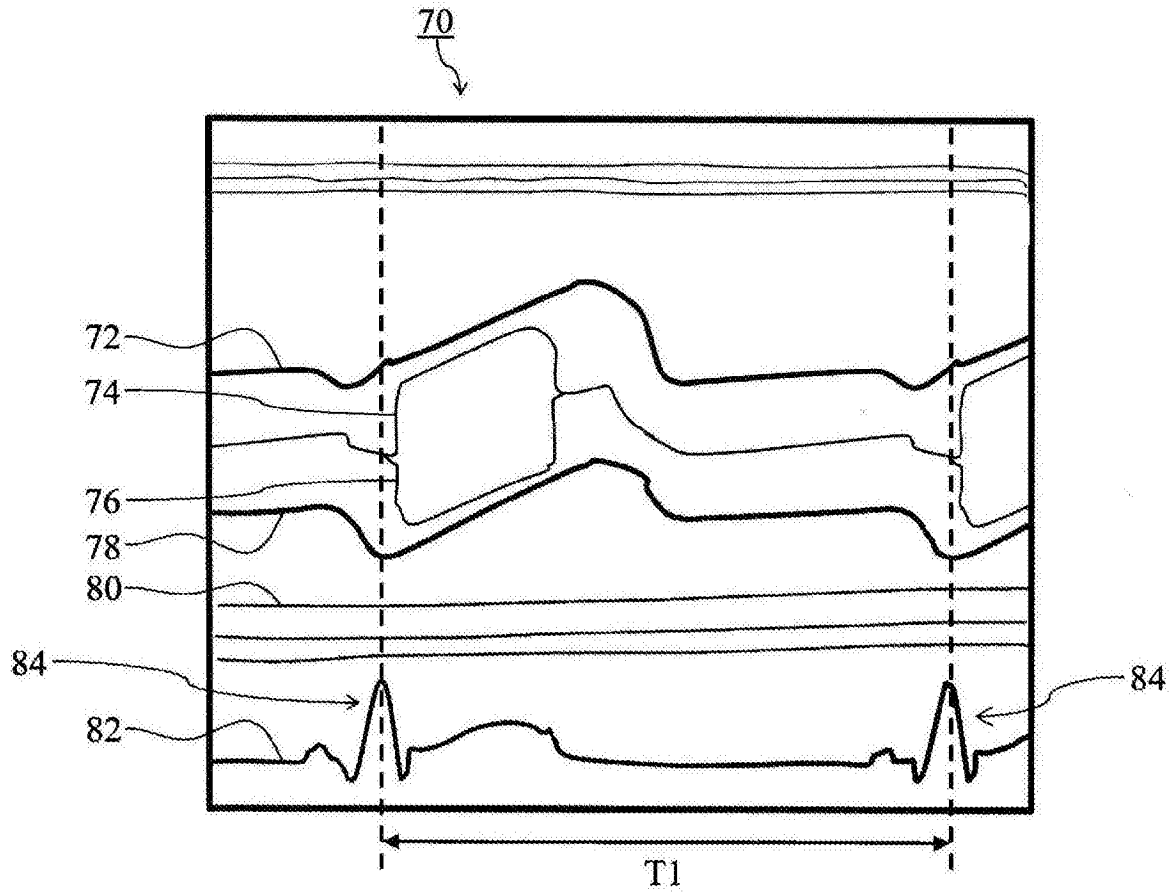


图3

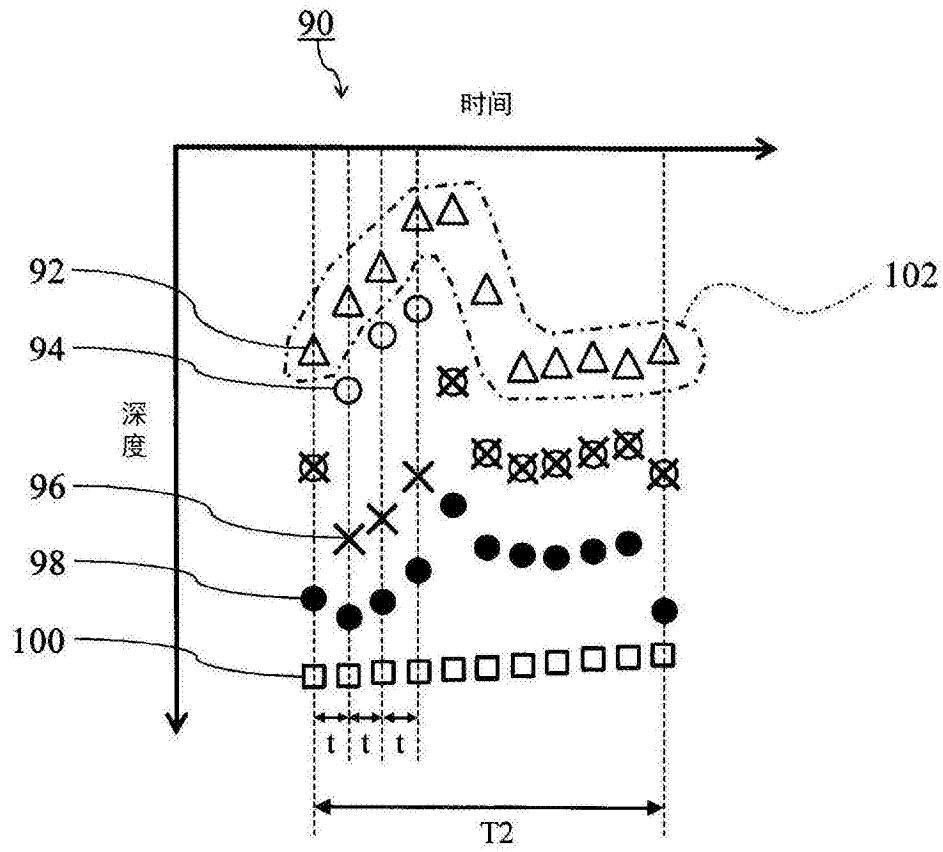


图4

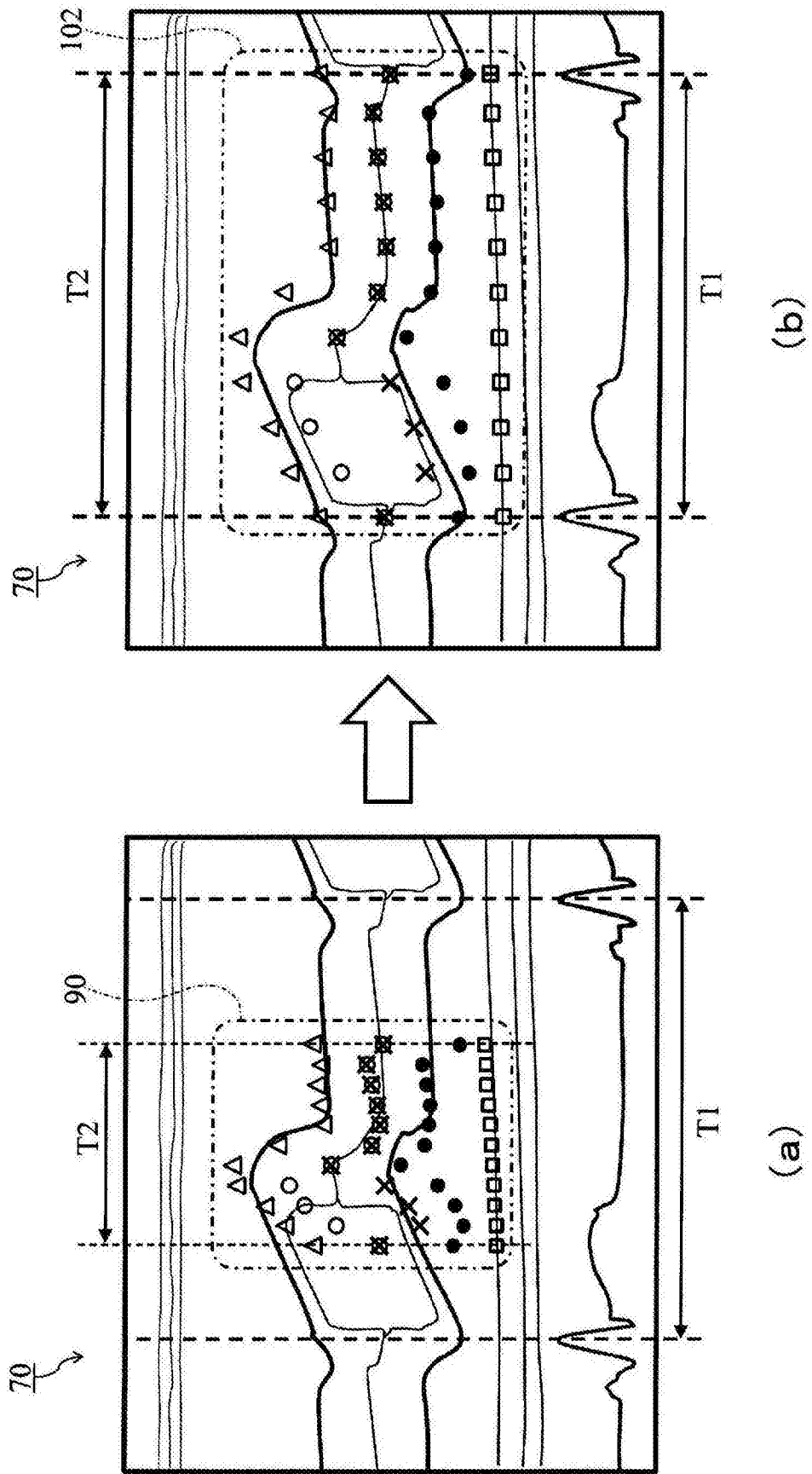


图5

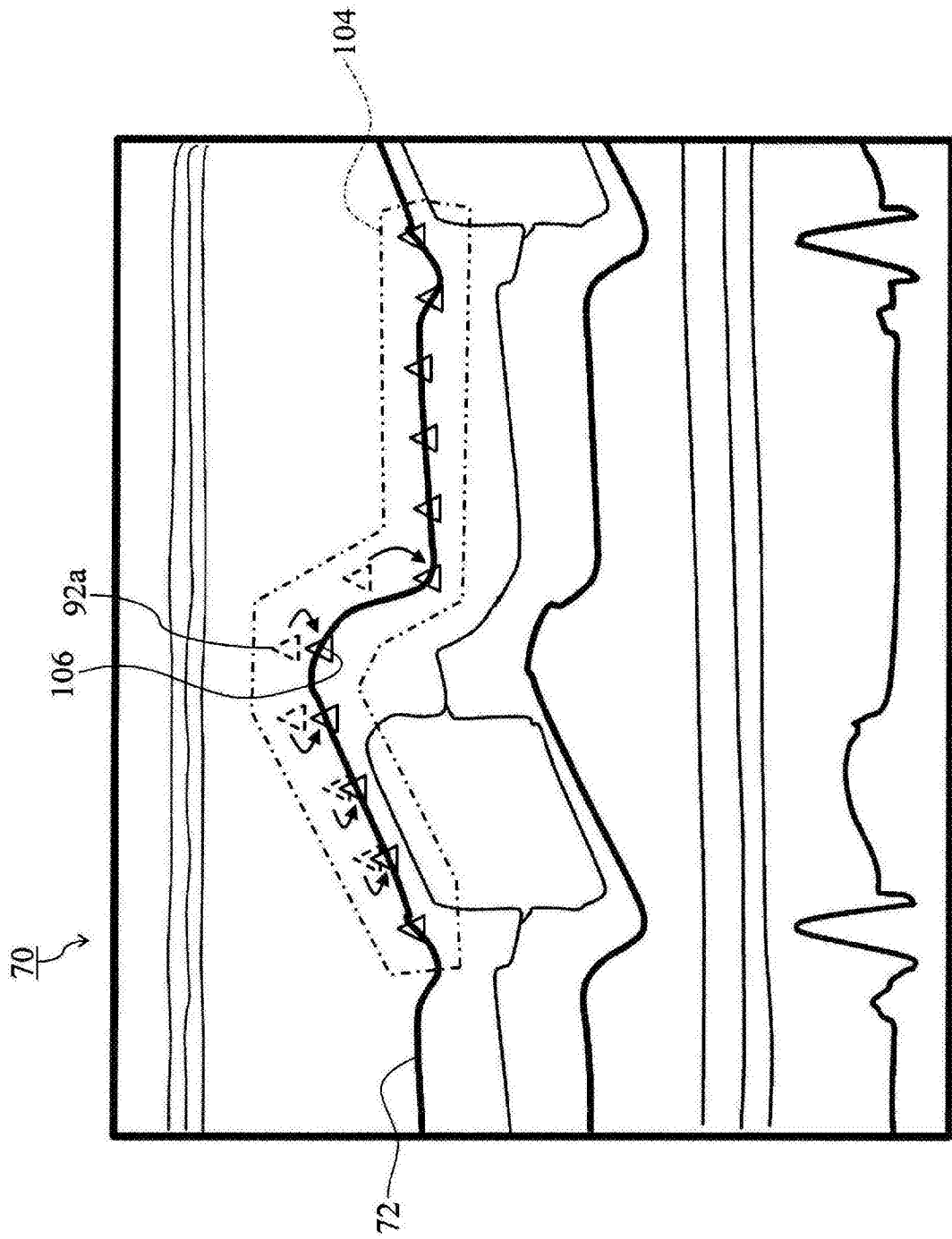


图6

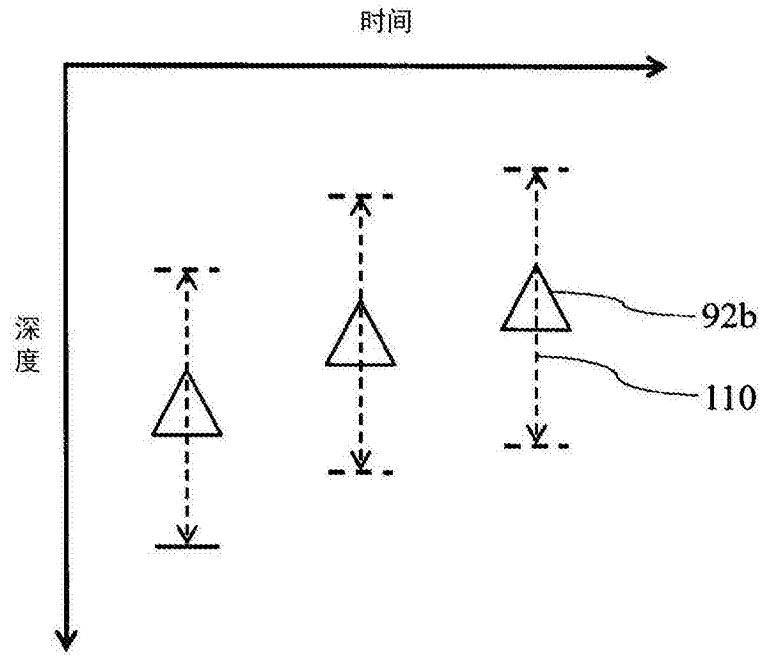


图7

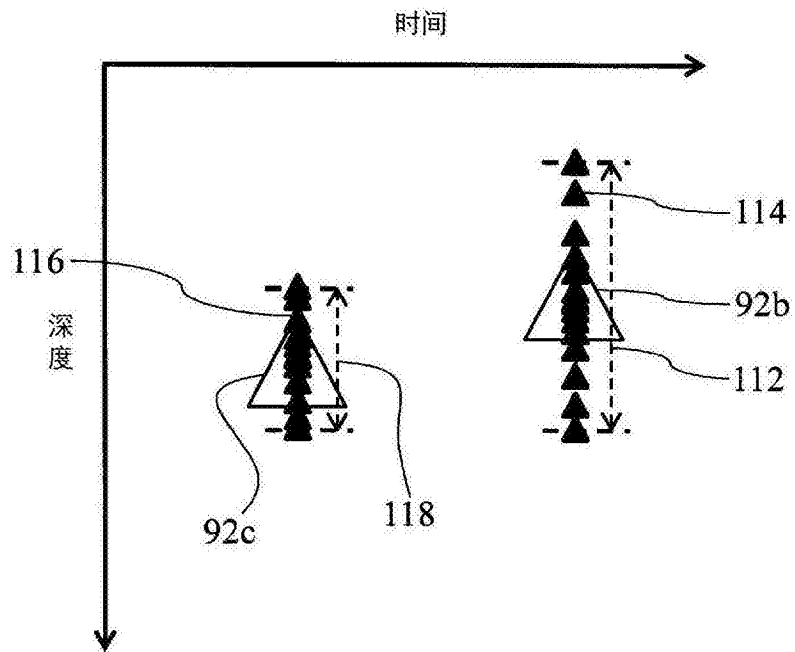


图8

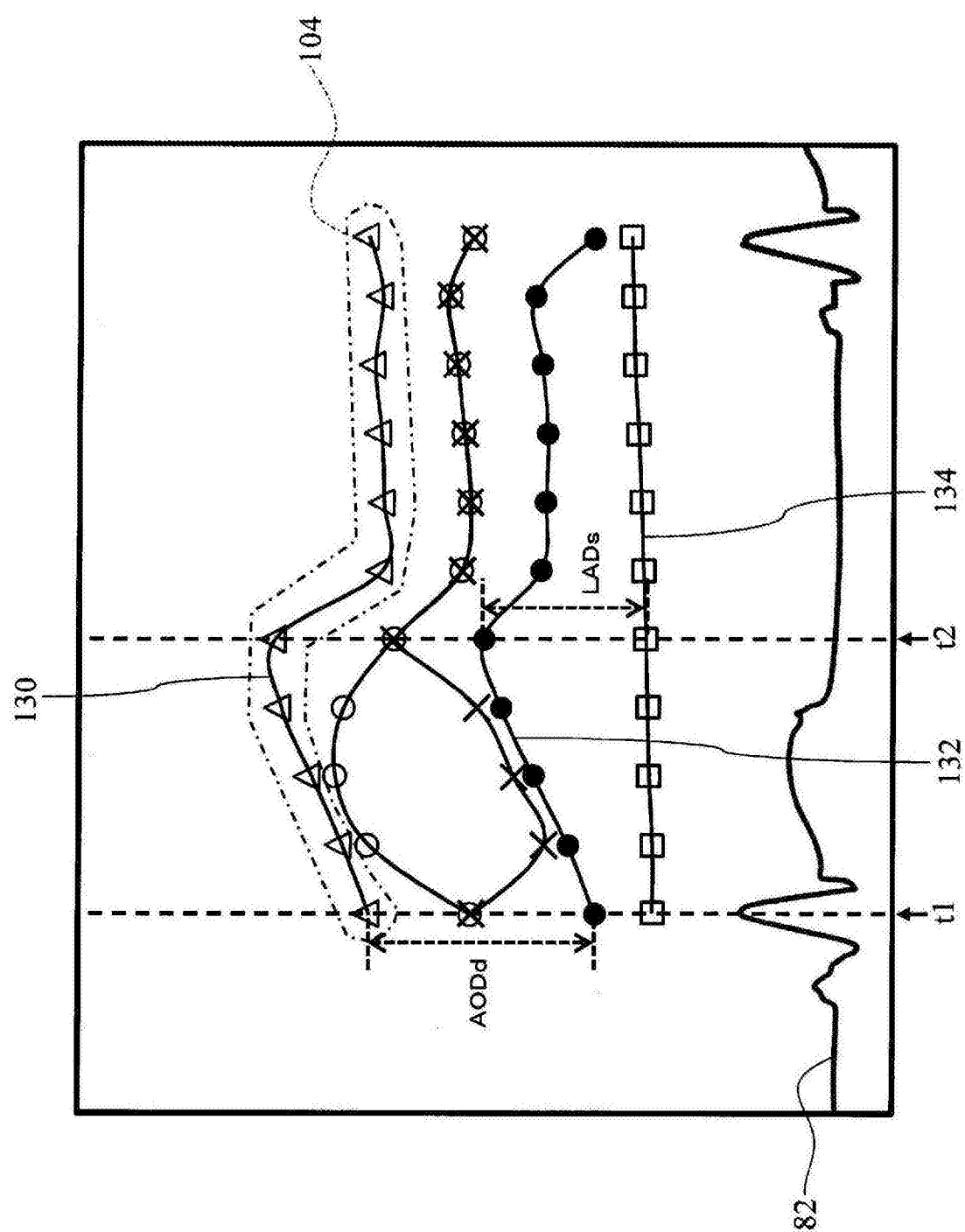


图9

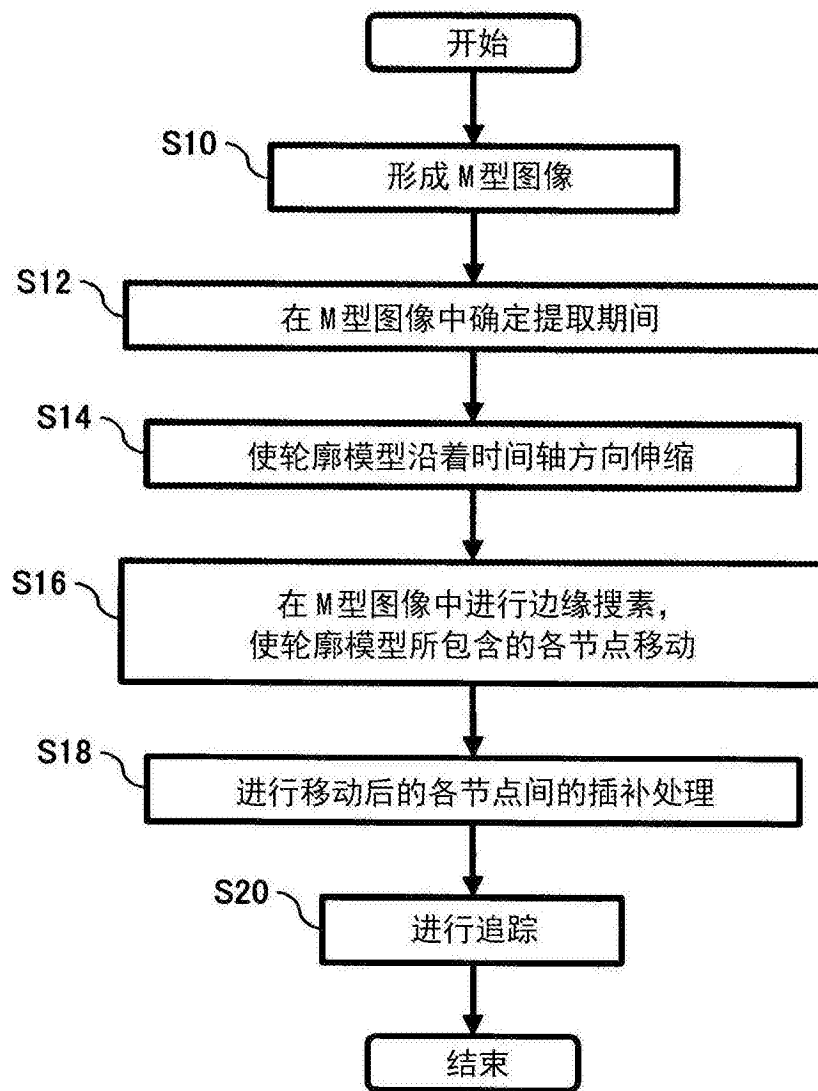


图10

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	CN106572840A	公开(公告)日	2017-04-19
申请号	CN201580043084.X	申请日	2015-04-30
[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		
[标]发明人	长野智章		
发明人	长野智章		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/02 A61B8/0883 A61B8/486 A61B8/5215 G06T7/0012 G06T7/60 G06T2207/10132		
代理人(译)	刘建		
优先权	2014165356 2014-08-15 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波图像处理装置。提取期间确定部在M型图像中确定提取期间(提取部分)。模型伸缩部以适合所确定的提取期间的方式使轮廓模型沿着时间轴方向伸缩，并且对该提取期间设置(初始设定)轮廓模型。节点位置变更部按构成所设置的轮廓模型所包含的多个节点列的每个节点，在依次变更节点位置的同时进行边缘(轮廓)搜索。其结果，形成由处于边缘检测位置的多个节点构成的修正轮廓模型。追踪部通过对修正轮廓模型所包含的多个节点列进行插补处理，来生成模拟出多条轮廓线的多条追踪线。

