



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106999161 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(21)申请号 201580064580.3

(22)申请日 2015.12.01

(30)优先权数据

2014-243189 2014.12.01 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.05.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2015/083773 2015.12.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/088758 JA 2016.06.09

(71)申请人 国立研究开发法人产业技术综合研究所

地址 日本东京都

(72)发明人 坂无英德 野里博和 岩田昌也
高桥荣一 山崎优大

(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 韩丁

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

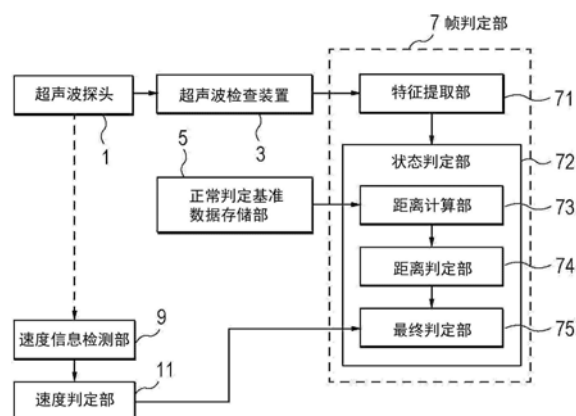
权利要求书5页 说明书14页 附图11页

(54)发明名称

超声波检查系统以及超声波检查方法

(57)摘要

提高基于使超声波探头移动而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧所构成的动态图像,来自动检测病变的超声波检查系统的检测精度。帧判定部(7)的特征提取部(71)从检查者对被检查者操作超声波探头(1)而从超声波检查装置(3)得到的身体的动态图像的多个帧,提取各帧的立体高阶局部自相关特征。最终判定部(75)即使是能够判断为相应帧是包含病变的图像的异常帧,在速度判定部判定为超声波探头(1)的速度不是正常速度时,也判定为相应帧是正常帧。



1. 一种超声波检查系统, 基于使超声波探头移动而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像, 来检查病变的有无, 其特征在于, 具备:

正常判定基准数据存储部, 从以规定的速度范围内的速度使超声波探头移动的同时从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧, 提取立体高阶局部自相关特征, 对通过采取规定的分析手法来分析提取结果而得到的正常判定基准数据进行存储;

帧判定部, 包含特征提取部和状态判定部, 所述特征提取部从检查者对所述被检查者操作所述超声波探头而从所述超声波检查装置得到的、构成身体部分的动态图像的多个帧, 提取各帧的立体高阶局部自相关特征, 所述状态判定部基于来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果与所述正常判定基准数据, 判定相应帧是不包含所述病变的正常帧还是包含所述病变的异常帧;

速度信息检测部, 针对各帧, 获取与所述检查者操作的所述超声波探头的速度有关的速度信息; 和

速度判定部, 在根据所述速度信息检测部获取到的所述速度信息而得到的所述超声波探头的速度不超过以所述规定的速度范围为基准而确定的阈值的情况下, 判定为是正常速度,

所述帧判定部的所述状态判定部即使仅基于来自所述各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和所述正常判定基准数据而能够判断为相应帧是所述异常帧, 在所述速度判定部判定为所述超声波探头的速度不是所述正常速度时, 也判定为相应帧是所述正常帧。

2. 根据权利要求1所述的超声波检查系统, 其特征在于,
所述帧判定部是利用计算机而被实现的。

3. 根据权利要求1所述的超声波检查系统, 其特征在于,
所述规定的分析手法由部分空间法构成,

在所述正常判定基准数据存储部中, 通过对所述提取结果进行主成分分析而得到的正常部分空间被存储为所述正常判定基准数据,

所述帧判定部的所述状态判定部由距离计算部、距离判定部和最终判定部构成,

所述距离计算部对来自所述各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果与所述正常部分空间的距离进行计算;

所述距离判定部根据所述距离是否超过预先决定的阈值来判定是否为正常距离;

所述最终判定部在所述距离判定部判定为是所述正常距离时以及所述距离判定部判定为不是所述正常距离并且所述速度判定部判定为不是所述正常速度时, 判定为相应帧是所述正常帧, 在所述距离判定部判定为不是所述正常距离并且所述速度判定部判定为是所述正常速度时, 将相应帧判定为是所述异常帧。

4. 根据权利要求1所述的超声波检查系统, 其特征在于,

提取所述正常判定基准数据时的所述规定的分析手法是使用了一类支持向量机的分析手法, 仅学习正常帧, 将正常帧的正常类设定为所述正常判定基准数据,

在所述帧判定部中, 根据相应帧的分析数据是否进入到所述正常类, 来判定是否为正常帧。

5. 根据权利要求1所述的超声波检查系统, 其特征在于,

所述速度信息检测部根据所述超声波探头的位置/姿势信息来计算与所述速度有关的速度信息。

6. 根据权利要求3所述的超声波检查系统,其特征在于,

所述距离判定部中的预先所决定的所述阈值是利用ROC解析而被决定的。

7. 根据权利要求1所述的超声波检查系统,其特征在于,

所述速度判定部中的预先所决定的所述阈值 T_s 是通过使用了学习到的乳腺超声波图像中的探头的平均移动速度 u 及其标准偏差 σ 、参数 k 的式子 $T_s = u + k \times \sigma$ 而确定的,这里,参数 k 是通过实验来决定的。

8. 一种超声波检查系统,基于使超声波探头移动而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像,来检查病变的有无,其特征在于,具备:

正常判定基准数据存储部,从使超声波探头移动的同时从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧,一边调整表示时间轴向的相关的宽度的时间轴相关宽度一边提取立体高阶局部自相关特征,以使得基于与所述超声波探头的速度有关的速度信息抑制提取结果受到所述速度的变化的影响,并对通过采取规定的分析手法来分析提取结果而得到的正常判定基准数据进行存储;

帧判定部,包含特征提取部和状态判定部,所述特征提取部从检查者对所述被检查者操作所述超声波探头而从所述超声波检查装置得到的、构成身体部分的动态图像的多个帧,提取各帧的立体高阶局部自相关特征,所述状态判定部基于来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和所述正常判定基准数据,判定相应帧是不包含所述病变的正常帧还是包含所述病变的异常帧;和

速度信息检测部,针对各帧获取与所述检查者操作的所述超声波探头的速度有关的速度信息,

所述帧判定部的所述特征提取部具有如下功能:基于与所述速度有关的速度信息,调整表示时间轴向的相关的宽度的时间轴相关宽度,以使得抑制所述提取结果所受到的所述速度的变化的影响,

所述帧判定部的所述状态判定部仅基于来自所述各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和所述正常判定基准数据,判定相应帧是所述正常帧还是所述异常帧。

9. 根据权利要求8所述的超声波检查系统,其特征在于,

所述规定的分析手法由部分空间法构成,

在所述正常判定基准数据存储部中,通过对所述提取结果进行主成分分析而得到的正常部分空间被存储为所述正常判定基准数据,

所述帧判定部的所述状态判定部由距离计算部、距离判定部和最终判定部构成,

所述距离计算部对来自所述各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果与所述正常部分空间的距离进行计算;

所述距离判定部根据所述距离是否超过预先决定的阈值来判定是否为正常距离;

所述最终判定部在所述距离判定部判定为是所述正常距离时,判定为相应帧是所述正常帧,在所述距离判定部判定为不是所述正常距离时,将相应帧判定为所述异常帧。

10. 根据权利要求9所述的超声波检查系统,其特征在于,

所述特征提取部按照从所述速度信息得到的所述超声波探头的速度的大小,以广义单

调减少的关系来调整所述时间轴相关宽度。

11. 根据权利要求10所述的超声波检查系统,其特征在于,

所述特征提取部构成为:准备作为逐步增大的值的多个速度阈值范围、和与所述多个速度阈值范围对应的多个时间轴相关宽度,对所述超声波探头的速度与所述多个速度阈值范围进行比较,选择与所述超声波探头的速度对应的所述时间轴相关宽度。

12. 根据权利要求8所述的超声波检查系统,其特征在于,

提取所述正常判定基准数据时的所述规定的分析手法是使用了一类支持向量机的分析手法,仅学习正常帧,将正常帧的正常类设定为所述正常判定基准数据,

在所述帧判定部中,根据相应帧的分析数据是否进入到所述正常类,判定是否为正常帧。

13. 根据权利要求8所述的超声波检查系统,其特征在于,

所述速度信息检测部根据所述超声波探头的位置/姿势信息,计算与所述速度有关的速度信息。

14. 根据权利要求9所述的超声波检查系统,其特征在于,

所述距离判定部中的预先所决定的所述阈值是利用ROC解析而被决定的。

15. 一种超声波检查方法,为了基于使超声波探头移动而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像来检查病变的有无,而利用计算机,其特征在于,所述超声波检查方法利用所述计算机,执行以下步骤:

学习步骤,从以规定的速度范围内的速度使超声波探头移动的同时从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧,提取立体高阶局部自相关特征,学习通过采取规定的分析手法来分析提取结果而得到的正常判定基准数据,并存储于正常判定基准数据存储部;

特征提取步骤,从检查者对所述被检查者操作所述超声波探头而从所述超声波检查装置得到的、构成身体部分的动态图像的多个帧,提取各帧的立体高阶局部自相关特征;

帧判定步骤,基于来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和所述正常判定基准数据,判定相应帧是不包含所述病变的正常帧还是包含所述病变的异常帧;

速度信息检测步骤,针对各帧获取与所述检查者操作的所述超声波探头的速度有关的速度信息;和

速度判定步骤,在根据所述速度信息检测步骤中获取到的所述速度信息得到的所述超声波探头的速度不超过以所述规定的速度范围为基准而确定的阈值的情况下,判定为是正常速度,

在所述帧判定步骤中,即使仅基于来自所述各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和所述正常判定基准数据而能够判断为相应帧是所述异常帧,在所述速度判定步骤中判定为所述超声波探头的速度不是所述正常速度时,也判定为相应帧是所述正常帧。

16. 根据权利要求15所述的超声波检查方法,其特征在于,

所述规定的分析手法由部分空间法构成,

在所述正常判定基准数据存储部中,通过对所述提取结果进行主成分分析而得到的正常部分空间被存储为所述正常判定基准数据,

所述帧判定步骤由距离计算步骤、距离判定步骤和状态判定步骤构成,

所述距离计算步骤对通过所述部分空间法分析来自所述各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果而得到的部分空间与所述正常部分空间的距离进行计算；

距离判定步骤根据所述距离是否超过预先决定的阈值来判定是否为正常距离；

所述状态判定步骤在所述距离判定步骤判定为是所述正常距离时以及距离判定步骤中判定为不是正常距离并且速度判定步骤判定为不是正常速度时，判定为相应帧是所述正常帧，在所述距离判定步骤判定为不是所述正常距离并且所述速度判定步骤判定为是所述正常速度时，将相应帧判定为所述异常帧。

17. 一种超声波检查方法，为了基于使超声波探头移动而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像来检查病变的有无，而利用计算机，其特征在于，具备：

学习步骤，从使超声波探头移动的同时从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧，一边调整表示时间轴向的相关的宽度的时间轴相关宽度一边提取立体高阶局部自相关特征，以使得基于与所述超声波探头的速度有关的速度信息抑制提取结果受到所述速度的变化的影响，学习通过规定的分析手法来分析提取结果而得到的正常判定基准数据，并存储于正常判定基准数据存储部；

特征提取步骤，从检查者对所述被检查者操作所述超声波探头而从所述超声波检查装置得到的、构成身体部分的动态图像的多个帧，提取各帧的立体高阶局部自相关特征；

帧判定步骤，基于通过所述规定的分析手法分析来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果而得到的分析数据和所述正常判定基准数据，利用计算机来判定相应帧是不包含所述病变的正常帧还是包含所述病变的异常帧；和

速度信息检测步骤，针对各帧，获取与所述检查者操作的所述超声波探头的速度有关的速度信息，

在所述帧判定步骤中，基于所述速度信息，调整表示时间轴向的相关的宽度的时间轴相关宽度，以使得抑制所述提取结果受到的所述速度的变化的影响，

在所述帧判定步骤中，仅基于通过所述规定的分析手法分析来自所述各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果而得到的分析数据和所述正常判定基准数据，判定相应帧是所述正常帧还是所述异常帧。

18. 根据权利要求17所述的超声波检查方法，其特征在于，

所述规定的分析手法由部分空间法构成，

在所述正常判定基准数据存储部中，通过对所述提取结果进行主成分分析而得到的正常部分空间被存储为所述正常判定基准数据，

所述帧判定步骤由距离计算步骤、距离判定步骤和状态判定步骤构成，

所述距离计算步骤对来自所述各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果与所述正常部分空间的距离进行计算；

所述距离判定步骤根据所述距离是否超过预先决定的阈值来判定是否为正常距离；和

所述状态判定步骤在所述距离判定步骤判定为是所述正常距离时，判定为相应帧是所述正常帧，在所述距离判定步骤判定为不是所述正常距离时，将相应帧判定为所述异常帧。

19. 根据权利要求17所述的超声波检查方法，其特征在于，

按照从所述速度的信息得到的所述超声波探头的速度的大小，以广义单调减少的关系

来调整所述时间轴相关宽度。

20. 根据权利要求19所述的超声波检查方法,其特征在于,

在所述帧判定步骤中,准备作为逐步增大的值的多个速度阈值范围、和与所述多个速度阈值范围对应的多个时间轴相关宽度,对所述超声波探头的速度与所述多个速度阈值范围进行比较,选择与所述超声波探头的速度对应的所述时间轴相关宽度。

21. 根据权利要求17所述的超声波检查方法,其特征在于,

提取所述正常判定基准数据时的所述规定的分析手法是使用了一类支持向量机的分析手法,仅学习正常帧,将正常帧的正常类设定为所述正常判定基准数据,

在所述帧判定步骤中,根据相应帧的分析数据是否进入到所述正常类,判定是否为正常帧。

超声波检查系统以及超声波检查方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像来检查包含病变的动态图像的帧是不包含病变的正常帧还是包含病变的异常帧的超声波检查系统以及超声波检查方法。

背景技术

[0002] 在超声波检查装置中,测定结果被显示为动态图像。例如,在乳腺超声波检查中,由于肿瘤性病变被描绘为较暗的块状的阴影,因此即使处理为将动态图像的各帧独立的静止图像也能够被检测。因此,在专利文献1(W02012011579)所示的根据静止图像(病理图像)的异常检测技术中,能够发现肿瘤性病变。但是,由于非肿瘤性病变的形状不清楚,必须观测乳腺组织所示的纹理的变化,因此通过专利文献1所述的手法的途径不能对应,需要对前后的帧的相关进行测量等的动态图像图案识别。

[0003] 专利文献2(日本特开2000-126182号公报)中,公开了以下技术:在超声波探头安装位置传感器,将图像信息和位置信息组合来构建内部构造的三维数据,基于肿瘤像的面积与体积的比率,判定该像是否是肿瘤。专利文献3(日本特开2010-166973号公报)中表示如下技术:不在超声波探头安装位置传感器,解析被获取到的图像来推断位置。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:W02012011579

[0007] 专利文献2:日本特开2000-126182号公报

[0008] 专利文献3:日本特开2010-166973号公报

发明内容

[0009] -发明要解决的课题-

[0010] 但是,在专利文献2所示的技术中,仅将形状清楚的肿瘤性病变作为对象,形状不清楚的非肿瘤性病变不作为对象。

[0011] 此外,在专利文献3所述的技术中,将推断位置信息作为体位标记来画面显示,仅为了医生容易掌握检查部位而使用,不被利用于病变的自动检测。

[0012] 本发明的目的在于,提高基于移动超声波探头而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像,来自动检测病变的超声波检查系统的检测精度。

[0013] 本发明的其他目的在于,提高基于移动超声波探头而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像,来自动检测病变的超声波检查方法的检测精度。

[0014] -解决课题的手段-

[0015] 本申请第1发明的超声波检查系统为了基于移动超声波探头而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像,来检查病变的有无,具备:正常判定基

准数据存储部、帧判定部、速度信息检测部和速度判定部。正常判定基准数据存储部中,通过预先的学习,从以规定的范围内的速度移动超声波探头的同时从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧,提取立体高阶局部自相关特征,存储通过采取规定的分析手法来分析提取结果而得到的正常判定基准数据。规定的分析手法任意,例如,能够使用部分空间法、One-class SVM(支撑向量机)等。速度信息检测部获取与各帧检查者操作的超声波探头的速度有关的速度信息。速度判定部在从速度信息检测部获取到的速度信息得到的超声波探头的速度不超过以规定的速度范围内的速度(获取预先的学习中使用的动态图像时的速度)为基准而预先决定的阈值的情况下,判定为是正常速度。这里,速度判定部中的预先决定的阈值是基于获取预先的学习中使用的动态图像时的规定的速度范围内的速度而确定的值。

[0016] 帧判定部由特征提取部和状态判定部构成,特征提取部从检查者对被检查者操作超声波探头而从超声波检查装置得到的、构成身体部分的动态图像的多个帧,提取各帧的立体高阶局部自相关特征,状态判定部基于来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果与通过所述规定的分析手法而分析得到的正常判定基准数据,判定相应帧是不包含病变的正常帧还是包含病变的异常帧。并且,帧判定部的状态判定部即使仅基于来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和正常判定基准数据而能够判断为相应帧是包含病变的异常帧,在速度判定部判定为超声波探头的速度不是正常速度时,也判定为相应帧是不包含病变的正常帧。发明人发现,若超声波探头的速度变快,则与病变的有无无关地,帧中都出现与表示存在病变的特征非常相似的特征。因此,本发明基于该认知,即使仅基于来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和正常判定基准数据,能够判断为相应帧是包含病变的图像的异常帧,在速度判定部判定为超声波探头的速度不是正常速度时,也判定为相应帧是正常帧。其结果,根据本发明,能够大幅度地抑制误检测率。另外,帧判定部能够利用计算机来实现。

[0017] 在本申请第2发明的超声波检查系统中,具备:正常判定基准数据存储部、帧判定部和速度信息检测部。正常判定基准数据存储部从以规定的范围内的速度移动超声波探头的同时从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧,提取立体高阶局部自相关特征,对通过采取规定的分析手法来分析提取结果而得到的正常判定基准数据进行存储。速度信息检测部针对各帧获取与检查者操作的超声波探头的速度有关的信息。并且,帧判定部包含:特征提取部和状态判定部,该特征提取部从检查者对被检查者操作超声波探头而从超声波检查装置得到的构成被检查者的身体部分的动态图像的多个帧,提取各帧的立体高阶局部自相关特征,该状态判定部基于各帧的提取结果和正常判定基准数据,判定相应帧是不包含病变的正常帧还是包含病变的异常帧。特别地,帧判定部的特征提取部具有如下功能:基于与速度有关的信息,调整表示时间轴向的相关的宽度的时间轴相关宽度,以使得抑制提取结果受到的速度的变化的影响。并且,帧判定部的状态判定部仅基于各帧的提取结果和正常判定基准数据,判定相应帧是上述正常帧还是异常帧。根据本发明,通过基于与速度有关的信息,调整表示时间轴向的相关的宽度的时间轴相关宽度,以使得抑制提取结果受到的速度的变化的影响,从而与第1发明同样地,能够大幅度地减少异常帧的判定的误检测率。一般地,从动态图像的帧提取的立体高阶局部自相关特征中,除了通过连续地表现被检查者的身体内部的剖面图像而得到的与立体构造

有关的信息,还包含基于检查者的超声波探头的扫描速度的信息,但对于病变的检测这一目的,后者的信息几乎无关。换句话说,通过利用本发明来抑制仅仅是噪声的后者的信息,误检测的产生也被大幅度地抑制。

[0018] 在第1发明中,在规定的分析手法由部分空间法构成的情况下,在正常判定基准数据存储部中,通过对提取结果进行主成分分析而得到的正常部分空间被存储为所述正常判定基准数据。帧判定部的状态判定部由距离计算部、距离判定部和最终判定部构成,该距离计算部对来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果与所述正常判定基准数据(正常部分空间)的距离进行计算,该距离判定部根据距离是否超过预先决定的阈值来判定是否为正常距离,该最终判定部在距离判定部判定为是正常距离时以及距离判定部判定为不是正常距离并且速度判定部判定为不是正常速度(速度超过预先决定的阈值)时,判定为相应帧是正常帧,在距离判定部判定为不是正常距离并且速度判定部判定为是正常速度时,将相应帧判定为异常帧。若使用部分空间法作为分析法,则得到能够高速地判定是否为正常距离的优点。

[0019] 在第2发明中,在正常判定基准数据存储部中,从移动超声波探头的同时由基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧,一边调整表示时间轴向的相关的宽度的时间轴相关宽度一边提取立体高阶局部自相关特征,以使得基于与超声波探头的速度有关的速度信息来抑制提取结果受到速度的变化的影响,并对通过规定的分析手法来分析提取结果而得到的正常判定基准数据进行存储。帧判定部的特征提取部按照从速度信息得到的超声波探头的速度的大小,以广义单调减少的关系调整时间轴相关宽度。具体地,优选特征提取部构成为准备作为逐步增大的值的多个速度阈值范围和与多个速度阈值范围对应的多个时间轴相关宽度,对超声波探头的速度与多个速度阈值范围进行比较,选择与超声波探头的速度对应的时间轴相关宽度。

[0020] 作为计算正常判定基准数据时的规定的分析手法,能够使用利用了One-class SVM(Support Vector Machine;支持向量机)的分析手法。在使用该分析手法的情况下,仅学习正常帧,将表现正常类的支持向量设定为正常判定基准数据,在帧判定部中,根据相应帧的分析数据是否进入到正常类,判定是否为正常帧。若使用该判定手法,则与使用部分空间法的情况相比,能够得到检测精度高这一优点。

[0021] 速度信息检测部能够使用速度传感器等来任意地得到与速度有关的速度信息。此外,在利用用于显示与X射线CT或MRI图像连动的信息或视频来辅助检查者的、搭载有实时检测超声波探头的位置和角度的功能的超声波检查装置的情况下,也可以根据超声波探头的位置/姿势信息来计算与速度有关的速度信息。

[0022] 距离判定部中的预先决定的阈值是利用ROC解析(Receiver Operating Characteristic analysis)而被决定的。一般地,在评价异常检测器的性能时,优选真阳性率(有病者中检查为阳性的概率)高,假阳性率(无病者中检查为阳性的概率)低,两者处于折中的关系,难以兼得。换句话说,若为了提高真阳性率而降低阈值,则即使正常也误判定(过检测)为阳性的情况增加,假阳性率也变大。相反地,若为了将假阳性率抑制为较低而提高阈值,则即使异常也误判定(遗漏)为阴性的趋势变强,真阳性率也降低。ROC解析是通过以对改变阈值时的两者的关系进行分析为目的而被广泛使用的手法,通过利用此方法从而容易设定两者的适当平衡。

[0023] 速度判定部中的预先决定的阈值 T_s 通过使用学习的动态图像中的探头的平均移动速度 u 及其标准偏差 σ 、参数 k 的式子 $T_s = u + k \times \sigma$ 而被设定,这里,参数 k 能够通过实验来决定。若这样决定阈值 T_s ,则存在如下优点:能够根据学习到的动态图像中的探头的速度,计算检查者操作超声波探头时的一般的速度的范围(规定的速度范围),判定从该一般的速度脱离的速度。

[0024] 第1发明也能够确定为超声波检查方法,为了基于移动超声波探头而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像,检查病变的有无而利用计算机。在该方法中,利用计算机,执行学习步骤、特征提取步骤、帧判定步骤、速度信息检测步骤和速度判定步骤。在学习步骤中,从以规定的速度范围内的速度移动超声波探头的同时从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧,提取立体高阶局部自相关特征,学习采取规定的分析手法来分析提取结果而得到的正常判定基准数据,并存储于正常判定基准数据存储部。在特征提取步骤中,从检查者对被检查者操作超声波探头而从超声波检查装置得到的构成身体部分的动态图像的多个帧,提取各帧的立体高阶局部自相关特征。在帧判定步骤中,基于来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和正常判定基准数据,判定相应帧是不包含病变的正常帧还是包含病变的异常帧。在速度信息检测步骤中,获取与各帧检查者操作的超声波探头的速度有关的速度信息。在速度判定步骤中,在从速度信息检测步骤中获取到的速度信息得到的超声波探头的速度不超过以规定的速度范围为基准而确定的阈值的情况下,判定为是正常速度。特别地,在帧判定步骤中,即使能够仅基于来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和正常判定基准数据判断为相应帧是异常帧,在速度判定步骤中判定为超声波探头的速度不是正常速度时,相应帧也判定为是正常帧。

[0025] 规定的分析手法由部分空间法构成,在正常判定基准数据存储部中,通过对提取结果进行主成分分析而得到的正常部分空间被存储为正常判定基准数据的情况下,帧判定步骤由距离计算步骤、距离判定步骤和状态判定步骤构成。在距离计算步骤中,对通过部分空间法分析来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果而得到的部分空间与正常部分空间的距离进行计算。在距离判定步骤中,根据距离是否超过预先决定的阈值来判定是否为正常距离。在状态判定步骤中,在距离判定步骤判定为是正常距离时以及距离判定步骤中判定为不是正常距离并且速度判定步骤判定为不是正常速度时,判定为相应帧是正常帧,在距离判定步骤判定为不是正常距离并且速度判定步骤判定为是正常速度时,将相应帧判定为异常帧。

[0026] 第2发明也能够确定为超声波检查方法,为了基于移动超声波探头而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像来检查病变的有无而利用计算机。在该超声波检查方法中,由学习步骤、特征提取步骤、帧判定步骤和速度信息检测步骤构成。

[0027] 在学习步骤中,从使超声波探头移动的同时从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧,一边调整表示时间轴向的相关的宽度的时间轴相关宽度一边提取立体高阶局部自相关特征,以使得基于与超声波探头的速度有关的速度信息来抑制提取结果收到速度的变化的影响,学习通过规定的分析手法来分析提取结果而得到的正常判定基准数据,并存储于正常判定基准数据存储部。在特征提取步骤中,

从检查者对被检查者操作超声波探头而从超声波检查装置得到的构成身体部分的动态图像的多个帧,提取各帧的立体高阶局部自相关特征。在帧判定步骤中,基于通过规定的分析手法分析来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果而得到的分析数据与正常判定基准数据,利用计算机来判定相应帧是不包含病变的正常帧还是包含病变的异常帧。在速度信息检测步骤中,针对各帧获取与检查者操作的超声波探头的速度有关的速度信息。特别地,在帧判定步骤中,基于速度信息,调整表示时间轴向的相关的宽度的时间轴相关宽度,以使得抑制提取结果收到的速度的变化的影响。并且,在帧判定步骤中,仅基于通过规定的分析手法分析来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果而得到的分析数据与正常判定基准数据,判定相应帧是正常帧还是异常帧。

[0028] 在该方法中,规定的分析手法由部分空间法构成,在正常判定基准数据存储部中,通过对提取结果进行主成分分析而得到的正常部分空间被存储为正常判定基准数据的情况下,帧判定步骤由距离计算步骤、距离判定步骤和状态判定步骤构成,该距离计算步骤对来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果与正常部分空间的距离进行计算,该距离判定步骤根据距离是否超过预先决定的阈值来判定是否为正常距离,状态判定步骤在距离判定步骤判定为是正常距离时,判定为相应帧是正常帧,在距离判定步骤判定为不是正常距离时,将相应帧判定为异常帧。

[0029] 在使用One-class SVM(Support Vector Machine;支持向量机)来作为规定的分析手法的情况下,仅学习正常帧,将表现正常类的支持向量设定为正常判定基准数据,在帧判定步骤中,根据相应帧的分析数据是否进入到正常类,判定是否为正常帧。若使用该判定手法,与使用部分空间法的情况相比,能够得到检测精度高这一优点。

附图说明

[0030] 图1是表示本发明的超声波检查系统以及超声波检查方法的第1实施方式的构成的框图。

[0031] 图2(A)是表示立体掩模图案的例子的图,(B)是为了说明空间相关宽度与时间轴相关宽度而使用的图。

[0032] 图3是为了说明ROC解析而使用的图。

[0033] 图4是表示利用计算机来实现图1的实施方式的情况下的软件的算法的流程图。

[0034] 图5是表示第1实施方式的实验结果的图。

[0035] 图6是表示本发明的超声波检查系统以及超声波检查方法的第2实施方式的构成的框图。

[0036] 图7是表示超声波探头的扫描速度与帧的获取位置的关系的图。

[0037] 图8是用于对第2实施方式中的CHLAC特征下的关注帧进行说明的图。

[0038] 图9是表示实施预学习的情况下的算法的流程图。

[0039] 图10是表示利用计算机来实现图6所示的第2实施方式的情况下的软件的算法的流程图。

[0040] 图11是表示步骤ST9'的详细的一个例子的图。

[0041] 图12(A)以及(B)是表示针对被检查者A的ROC曲线的图。

[0042] 图13(A)以及(B)是表示针对被检查者B的ROC曲线的图。

[0043] 图14 (A) 以及 (B) 是表示针对被检查者A的异常检测结果的图。

[0044] 图15 (A) 以及 (B) 是表示针对被检查者AB的异常检测结果的图。

[0045] 图16 (A) 以及 (B) 是表示针对被检查者A的真阳性率与假阳性率的图。

[0046] 图17 (A) 以及 (B) 是表示针对被检查者B的真阳性率与假阳性率的图。

具体实施方式

[0047] 以下,参照附图,对本发明的超声波检查系统以及超声波检查方法的实施方式详细说明。

[0048] [第1实施方式]

[0049] 图1是表示本发明的超声波检查系统以及超声波检查方法的第1实施方式的构成的框图。在本实施方式中,作为一个例子,在乳腺超声波检查诊断中检查病变。如前面所述,乳腺超声波检查诊断中检查的病变存在肿瘤性病变和非肿瘤性病变两种。由于肿瘤性病变与周边组织相比被较暗描绘,因此能够通过作为静止图像观察来检测。另一方面,由于非肿瘤性病变不被描绘为阴影因此静止图像中的发现比较困难,因此需要捕捉被描绘为动态图像的乳腺的模样的规则变化,检测其规则性混乱的部位。在来自现有的乳腺超声波图像的病变的自动检测手法中,将仅通过静止图像就能够发现的肿瘤性病变作为检测对象,以非肿瘤性病变为检测对象的手法未被开发。因此,在本发明的实施方式中,能够使用针对动态图像的图案识别技术来自动检测非肿瘤性病变。

[0050] 图1是表示本申请第1发明的实施方式的超声波检查系统的构成的框图。在本实施方式的超声波检查系统中,使用针对动态图像的图案识别技术,从正常的乳腺超声波图像,学习正常的乳腺的变化的样子,将与正常不同的样子检测为异常。因此,在图1的超声波检查系统中,为了基于移动超声波探头1而从超声波检查装置3输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像(基于身体内部的断面图像来将立体构造以及超声波探头的速度可视化的动态图像)来检查病变的有无,具备:正常判定基准数据存储部5、帧判定部7、速度信息检测部9和速度判定部11。

[0051] 在正常判定基准数据存储部5中存储正常判定基准数据,该正常判定基准数据是通过从通过预先的学习、以规定的范围的速度移动超声波探头1的同时从基准被检查者或者被检查者得到的、构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧,提取立体高阶局部自相关特征,并利用规定的分析手法来分析提取结果而得到的。规定的分析手法是任意的,但例如能够使用部分空间法、One-class SVM(Support Vector Machine,支持向量机)等。为了从乳腺超声波图像捕捉乳腺的模样的变化,使用针对动态图像的特征量即立体高阶局部自相关(CHLAC;Cubic Higher-order Local Auto Correlation)特征。立体高阶局部自相关特征在“Takumi Kobayashi,Nobuyuki Otsu,Three-way auto-correlation approach to motion recognition,Pattern Recognition Letters,Volume 30,Issue 3,1February 2009,Pages212-221”中被详细说明。One-class SVM在“B.Scholkopf et.al.;Estimating the support of a high-dimensional distribution.Neural Computation,13(7),2001”中被详细说明。

[0052] 在本实施方式中,使用CHLAC特征的理由有2个。第1个理由是由于,CHLAC特征难以受到乳腺超声波图像中较多包含的斑点噪声的影响。由于与超声波的波长相比充分小的生

物体内的无数反射体(群反射体),导致散射波在各种部位(相位)产生。该散射波之中“返回到超声波探头的散射波(后方散射波)”干扰,随机出现小亮点群。由于小亮点群呈现斑驳的点状的像,因此将其称为斑点(小斑点)图案或者斑点噪声(speckle noise)(<http://us-ism.net/mobile/sub8-S.html>)。第2个理由是由于,若使用CHLAC特征,则能够捕捉被描绘为动态图像的对象物的移动或形状的信息。如图2(A)所示,CHLAC特征是通过从灰度级的动态图像中的各帧扫描279种立体掩模(掩模图案)而得到的特征量,被表现为279维的向量。对于该279这个值,是对从以关注像素为中心的 $X \times Y \times T = 3 \times 3 \times 3$ 的小区域选择任意的2个(若也包含关注像素则为3个)像素的全部组合之中、即便使其平行移动也不成为等价的独立的组合进行计数时的值。在2值的动态图像的情况下,被表现为251维的向量。在超声波图像诊断中,由于即便使动态图像左右反转,诊断结果也不发生变化,因此通过将扫描使其左右反转时成为等价的掩模图案得到的特征统一从而将向量的维数抑制为较小,能够提高部分空间法、One-class SVM的识别精度,但此时的向量长为172维。如图2(B)所示,通过改变该立体掩模的大小,能够捕捉局部的、大局的信息。能够通过改变表示X-Y平面方向的相关的宽度的空间相关宽度、表示时间(T)轴方向的相关的宽度的时间轴相关宽度来调整立体掩模的大小。

[0053] 但是,在将CHLAC特征应用于乳腺超声波图像的情况下,可能将正常的帧判定为异常并产生过检测。由于CHLAC特征中也包含医生操作超声波探头时的移动信息,因此在某连续的2个帧之间CHLAC特征量较大变化时,不能区分是由于病变的影响导致乳腺的模样较大变化、还是由于较大改变超声波探头的位置而被拍摄的像较大变化。因此,在本实施方式中,除了基于CHLAC特征的异常检测,还通过利用超声波探头的移动速度信息来抑制过检测。

[0054] 在本实施方式中,对从正常的乳腺超声波图像提取的CHLAC特征应用部分空间法来作为规定的分析手法,将正常部分空间计算为正常判定基准数据。在部分空间法中,使用主成分分析来计算表现正常类的主成分向量,将该主成分向量展开的空间设为正常部分空间。正常部分空间的维数根据与累积贡献率有关的阈值 T_{cc} 决定。换句话说,将作为主成分分析的结果而得到的主成分向量按照对应的贡献率(各固有向量的固有值除以全部固有向量的固有值的总和得到的值)的大小顺序排列,在对贡献率依次进行相加时,将直到超过阈值 T_{cc} 之前的主成分向量采用为部分空间的基底向量。因此,通过减小阈值 T_{cc} ,部分空间的维数变少,相反地,若增大,则部分空间的维数变多。另外,也可以不使用阈值 T_{cc} 而直接指定部分空间的维数。

[0055] 在用于规定正常部分空间的维数的阈值 T_{cc} 的最佳化中,利用作为ROC解析中的指标之一的AUC值。AUC值是基于ROC曲线下的面积,是分类器的性能指标之一,取0到1的值。能够进行完全分类时的面积(AUC值)为1,随机的情况下为0.5。对用于规定正常部分空间的维数的阈值 T_{cc} 设定任意的值,改变用于判定正常和异常的阈值 T_{NA} 的同时计算真阳性率(有病者中检查为阳性的概率)和假阳性率(无病者中检查为阳性的概率),横轴取假阳性率、纵轴取真阳性率,在二维图上曲线化则能够描绘一个ROC曲线。后面对 T_{NA} 进行叙述。并且,通过使 T_{cc} 从规定的最小值到最大值以规定的间隔变化,能够得到多个ROC曲线。将这些ROC曲线中取最大的AUC值时的阈值 T_{cc} 采用为对正常部分空间的维数进行规定的阈值。

[0056] 速度信息检测部9针对各帧获取与检查者操作的超声波探头1的速度有关的速度

信息。超声波探头1的位置/姿势信息例如能够通过超声波探头1内安装磁场位置传感器来得到。

[0057] 速度判定部11在根据速度信息检测部9获取的速度信息而得到的超声波探头1的速度不超过以获取预先的学习中使用的动态图像时的规定的速度范围内的速度为基准而确定的阈值 T_s 的情况下判定为是正常速度。这里,速度判定部中的预先决定的阈值 T_s 是用于抑制超声波探头1的扫描速度的影响所导致的过检测的阈值,使用对学习到的乳腺超声波图像中的超声波探头的平均移动速度(u)与其标准偏差(σ)、参数(k)进行了使用的式子 $T_s = u + k \times \sigma$ 。这里,参数 k 通过实验来决定。顺便提一句,一般的 k 是 $1 \leq k \leq 3$ 的范围的值。根据该式子来具体规定的阈值 T_s 是大于0的值。

[0058] 帧判定部7由特征提取部71和状态判定部72构成,该特征提取部71从检查者对被检查者操作超声波探头1而从超声波检查装置3得到的、构成身体部分的动态图像的多个帧,提取各帧的立体高阶局部自相关特征,该状态判定部72基于来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和存储于正常判定基准数据存储部5的正常判定基准数据,判定相应帧是不包含病变的正常帧还是包含病变的异常帧。

[0059] 在特征提取部71中,与得到存储于所述的正常判定基准数据存储部5的正常判定基准数据的情况同样地,从由超声波检查装置3得到的构成身体部分的动态图像的多个帧提取各帧的立体高阶局部自相关特征。

[0060] 状态判定部72由距离计算部73、距离判定部74和最终判定部75构成,该距离计算部73对来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果与通过部分空间法而分析得到的正常部分空间的距离进行计算;该距离判定部74根据距离是否超过预先决定的阈值 T_{NA} 来判断是否是正常距离;该最终判定部75在距离判定部判定为是正常距离时以及距离判定部判定为不是正常距离并且速度判定部11判定为不是正常速度时,判定为相应帧是正常帧,在距离判定部74判定为不是正常距离并且速度判定部11判定为是正常速度时,将相应帧判定为是异常帧。

[0061] 距离判定部74中的判定正常/异常的阈值 T_{NA} 是利用ROC解析(Receiver Operating Characteristic analysis)来决定的。通过ROC解析来得到的ROC曲线是在横轴取假阳性率(无病者中检查为阳性的概率),在纵轴取真阳性率(有病者中检查为阳性的概率),在二维图上标绘的轨迹(<http://oku.edu.mie-u.ac.jp/~okumura/stat/ROC.html>)。ROC曲线越向左上方,换句话说真阳性率越接近于1、假阳性率越接近于0,表示分类性能越高。图3中表示ROC曲线的例子。在该例子中,分别通过ROC曲线上的点来标绘由A、B、C表示的框中的二维图中的阈值SH时的真阳性率和假阳性率。在本实施方式中,将ROC曲线与斜率45度的直线L的接点(切点)所对应的阈值采用为最佳的阈值 T_{NA} 。在使用最佳的阈值 T_{NA} 而被判定的异常帧中,可能包含超声波探头的移动速度的变化所导致的过检测。因此,在本实施方式中,在距离判定部74判定为不是正常距离的异常帧中,由速度判定部11判定的超声波探头1的移动速度为预先规定的阈值 T_s 以上的情况视为过检测,最终判定部75最终仅将移动速度小于阈值 T_s 的帧判定为异常帧。其结果,根据本发明,能够大幅度减少过检测率。另外,帧判定部7能够利用计算机来实现。

[0062] [用于实施第1实施方式的流程图的说明]

[0063] 图4是表示利用计算机来实现图1的实施方式的情况下的软件的算法的流程图。图

4的算法中,包含学习阶段的软件的算法和检查阶段的算法。学习阶段中,作成存储于所述的正常判定基准数据存储部5的正常判定基准数据。另外,由于在本实施方式中,作为分析手法,使用部分空间法,因此作为正常判定基准数据,正常部分空间被存储于正常判定基准数据存储部5。在步骤ST1以及ST2中,以规定的速度移动超声波探头1的同时获取从基准被检查者或者被检查者得到的、构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧。在本实施方式中,为了消除后面叙述的立体高阶局部自相关特征(CHLAC特征)在图像中对亮度高且较白的部分强烈反应,另一方面超声波图像中被描绘的瘤性病变等的异常亮度低且被较暗描绘的这种失配,在步骤ST3中,作为前处理,实施图像的白黑反转。通过在白黑反转的基础上进行对比度强调,也能够使病变部更加醒目。此外,为了提高处理速度,也能够不进行白黑反转而节约前处理所需的处理时间。在之后的步骤ST4中,从获取到的帧中提取立体高阶局部自相关特征(CHLAC特征)。这些工序是针对获取到的全部的帧来实施的(步骤ST5)。然后,若针对全部帧提取立体高阶局部自相关特征(CHLAC特征),则将通过采取规定的分析手法(部分空间法的情况下为主成分分析、步骤ST6)来得到提取结果的正常部分空间作为正常判定基准数据,存储于正常判定基准数据存储部5(步骤ST7)。通过步骤ST1至步骤ST7来构成学习步骤。

[0064] 在检查阶段中,首先输入从超声波检查装置得到的、构成被检者的身体部分的动态图像的多个帧(步骤ST11A、ST12),并且通过磁场位置传感器等来检测并输入超声波探头的位置/姿势信息。在针对检查者对被检查者操作超声波探头而从超声波检查装置得到的、构成身体部分的动态图像的多个帧进行了前处理(白黑反转)之后(步骤ST13),提取各帧的立体高阶局部自相关特征(CHLAC特征)(步骤ST14:特征提取步骤)。在学习阶段中除了白黑反转以外也进行对比度强调等处理的情况下,或者完全不进行前处理的情况下,在检查阶段中也进行相同的处理。

[0065] 接下来,对来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果与学习阶段中通过规定的分析手法来分析来自学习用动态图像的各帧的立体高阶局部自相关特征量的提取结果得到的分析数据处的正常判定基准数据(正常部分空间)的距离进行计算(步骤ST15:距离计算步骤)。然后,基于预先决定的阈值 T_{NA} ,根据距离是否超过阈值 T_{NA} 来判定计算出的距离是否为正常距离(步骤ST16:距离判定步骤)。在判定为是正常距离的情况下,进入到步骤ST19,判定为正常帧。在距离超过阈值 T_{NA} 的情况下,进入到步骤ST17。在步骤ST17(速度信息检测步骤)中,计算超声波探头的速度,判定超声波探头的速度是否超过预先决定的阈值 T_s (步骤ST18:速度判定步骤)。在超声波探头的速度为预先决定的阈值 T_s 以上的情况下,判定为不是正常速度,即使是所述的距离的判定中被判定为不是正常距离的异常帧,也判定为是正常帧并进入到步骤ST19。在超声波探头的速度不超过预先决定的阈值 T_s 的情况下,判定为是正常速度,并进入到步骤ST20,该帧被判定为是异常帧。并且,在步骤ST21中,若判定为针对全部帧检查结束,则检查阶段结束。通过步骤ST19~步骤ST21来构成状态判定步骤。并且,通过步骤ST15~步骤ST21来构成帧判定步骤。

[0066] [实验]

[0067] 为了确认上述实施方式的效果,以被诊断为存在非肿瘤性病变的被检查者为对象进行了异常检测实验。

[0068] 在实验中,使用上述实施方式来验证了扫描速度变快的部位处的过检测的抑制是

否可能。在本实验中,将速度的阈值 $T_s (=u+k \times o)$ 中的参数 k 设为 $k=1.8$ 。图5中表示实验结果。图5中的上方的图表示与正常部分空间的距离,下方的图表示扫描速度。扫描速度变快的区间(下方的图中超过阈值 T_s 的区间)在图5中记载为“快”。可知在扫描速度变快的区间中,由于扫描速度的影响导致距离变大。因此,可知仅通过与正常部分空间的距离的阈值 T_{NA} ,将框内部的帧作为异常而过检测,但是通过使用超声波探头的扫描速度的阈值 T_s ,能够抑制以扫描速度为原因而产生的过检测。

[0069] [第2实施方式]

[0070] 图6是表示本发明的超声波检查系统以及超声波检查方法的第2实施方式的构成的框图。针对与构成图1所示的第1实施方式的框图的构成要素相同的构成要素,付与与图1中付与的符号相同的符号并省略说明。在本实施方式中,作为一个例子,在乳腺超声波检查诊断中检查病变。并且,在本实施方式中,根据超声波探头1的扫描速度来适当地改变时间轴相关宽度并提取立体高阶局部自相关特征(CHLAC特征)。这是由于在将CHLAC特征应用于乳腺超声波图像的情况下异常检测性能受到超声波探头1的移动的影响。例如,如图7所示,在超声波探头1的扫描速度较快的情况下,与较慢的情况相比,相邻的帧在较远的位置被拍摄。因此,即使拍摄相同的乳腺,在扫描速度不同的情况下,也表现为不同的CHLAC特征。在本实施方式中,为了减少该影响,如图8所示,使时间轴相关宽度(图2)根据超声波探头1的扫描速度而变化,从以等间隔的距离拍摄的帧中提取CHLAC特征。

[0071] 在本实施方式中,在进入到学习阶段之前,执行预学习,该预学习用于计算用于将速度3分割{快、普通、慢}的阈值 $Th1$ 以及 $Th2$ 。图9是表示实施预学习的情况下的算法的流程图。最初,通过预先的学习,操作者移动超声波探头的同时,根据从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧,计算速度(步骤ST31~ST33)。然后,决定用于将计算出的速度分类为快、普通、慢的阈值 $Th1$ 以及 $Th2$ (步骤ST34以及ST35)。该预学习优选按照每个从事检查的操作者来进行。正常判定基准数据存储部5'中存储正常判定基准数据,该正常判定基准数据是从移动超声波探头1的同时而从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧,使用阈值 $Th1$ 以及 $Th2$ 来决定适当的时间轴相关宽度并且提取立体高阶局部自相关特征,通过利用规定的分析手法来分析提取结果而得到的。具体而言,为了调整CHLAC特征的时间轴相关宽度,获取超声波探头1的扫描速度并进行量化。从被设置于超声波探头的磁场位置传感器等获取各帧中的位置信息,计算帧之间的扫描速度。将计算出的扫描速度量化为[慢、普通、快]这3个等级。作为量化的方法,将从已经被拍摄的乳腺超声波图像中的超声波探头的扫描速度的最小值到最大值均等地分为3个区间(从较小的起为[慢、普通、快]),通过获取到的扫描速度包含于哪个区间内来判定。区间的划分方式也可以不均等。为了根据扫描速度来适应地变更CHLAC特征的时间轴相关宽度,针对被量化的3种速度,在较慢的情况下设为 $T\#large$,在普通的情况下设为 $T\#medium$,在较快的情况下设为 $T\#small$ 来变更时间轴相关宽度,提取CHLAC特征。虽然各时间轴相关宽度的设定任意,但一般设为 $T\#small < T\#medium < T\#large$ 。由此,按照随着扫描速度的大小而广义单调减少的关系,时间轴相关宽度被调整。在利用了后述的图10以及图11所示的流程图的计算机实验中,设定为 $T\#large=5$ 、 $T\#medium=3$ 、 $T\#small=1$ 。并且,针对从正常的乳腺超声波图像提取的CHLAC特征,应用部分空间法来计算正常部分空间。在部分空间法中,使用主成分分析来计算表现正常类的主成

分向量,将该主成分向量展开的空间设为正常部分空间。另外,由于正常部分空间的决定方法与第1实施方式的情况相同,因此省略。

[0072] 阈值Th1以及Th2被保存于速度判定部11'。帧判定部7'的特征提取部71'基于从速度判定部11'得到的判定结果,基于作为根据阈值Th1以及Th2而定的逐步增大的值即3个速度阈值范围,选择与超声波探头的速度对应的时间轴相关宽度。帧判定部7'的状态判定部72'基于来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果和正常判定基准数据,判定相应帧是正常帧还是异常帧。距离计算部73'、距离判定部74'以及最终判定部75'的动作与第1实施方式的距离计算部73、距离判定部74以及最终判定部75的动作相同。特征提取部71'从检查对象用的乳腺超声波图像提取基于超声波探头的扫描速度而自动调整了时间轴相关宽度的CHLAC特征。接下来,距离计算部73'对提取到的CHLAC特征与学习阶段中作成的正常部分空间的距离进行计算。距离判定部74'以及最终判定部75'在该距离大于通过与第1实施方式相同的方法而决定的阈值的情况下,将该帧检测为异常。

[0073] 根据本实施方式,由于基于与速度有关的信息,调整表示时间轴向的相关的宽度的时间轴相关宽度,以使得对提取结果受到的超声波探头的速度的变化的影响进行抑制,因此能够抑制由于超声波探头的速度过快而产生的过检测的发生。因此,如第1实施方式那样,不直接将超声波探头的速度设为判定基准,能够大幅度地减少异常帧的判定的误检测率。

[0074] [用于实施第2实施方式的流程图]

[0075] 图10是表示利用计算机来实现图6所示的第2实施方式的情况下的软件的算法的流程图。在图10的流程图的算法中,包含学习阶段的软件的算法和检查阶段的算法。在学习阶段中,作成所述的正常判定基准数据存储部5'中存储的正常判定基准数据。另外,由于在本实施方式中,作为分析手法,使用部分空间法,因此作为正常判定基准数据,正常部分空间被存储于正常判定基准数据存储部5'。在步骤ST1'A以及ST2'中,获取操作者移动超声波探头1的同时从基准被检查者或者被检查者得到的构成不存在病变的身体部分的动态图像的多个帧。在步骤ST3'中,作为前处理,实施图像的白黑反转。通过除了白黑反转还进行对比度强调,也能够使病变部更加醒目。此外,为了提高处理速度,也能够不进行白黑反转以节约前处理所需处理时间。此外,在步骤ST1'B中,使用磁场位置传感器等来检测超声波探头的位置/姿势信息,通过步骤ST8'来获取各帧中的超声波探头的位置/姿势信息。

[0076] 然后,在步骤ST9'中,基于位置/姿势信息来计算各帧中的超声波探头的扫描速度,使用利用所述的阈值Th1以及Th2来确定的速度阈值范围,调整适当的CHLAC特征的时间轴相关宽度。图11中表示步骤ST9'的详细的一个例子。为了将计算出的扫描速度量化为[慢、普通、快]这3个等级,使用阈值Th1以及Th2。在步骤ST9'中,在决定阈值Th1以及Th2时,将从已经拍摄的乳腺超声波图像中的超声波探头的扫描速度的最小值到最大值均等地分为3个区间(从较小的起为慢、普通、快),判定获取到的扫描速度被包含于哪个区间内。针对被量化的3种速度,在较慢的情况下设为T#large,在普通的情况下设为T#medium,在较快的情况下设为T#small来变更时间轴相关宽度。

[0077] 在步骤ST4'中,使用步骤ST9'中决定的时间轴相关宽度,针对各帧提取立体高阶局部自相关特征(CHLAC特征)。这些工序被针对获取到的全部帧实施(步骤ST5')。然后,若针对全部帧提取立体高阶局部自相关特征(CHLAC特征),则将通过采取规定的分析手法(部

分空间法的情况下为主成分分析,步骤ST6')而得到提取结果的正常部分空间作为正常判定基准数据,存储于正常判定基准数据存储部5'(步骤ST7')。通过步骤ST1'~步骤ST7'来构成学习步骤。

[0078] 在检查阶段中,在步骤ST11'A以及ST12'中,获取操作者移动超声波探头1的同时从被检查者得到的构成身体部分的动态图像的多个帧。在步骤ST13'中,作为前处理,实施图像的白黑反转。在学习阶段中,在除了白黑反转以外还进行了对比度强调等处理的情况下,或者完全未进行前处理的情况下,在检查阶段也进行相同的处理。此外,在步骤ST11'B中,通过磁场位置传感器等来检测超声波探头的位置/姿势信息,在步骤ST28'中,获取各帧中的超声波探头的位置/姿势信息。

[0079] 然后,在步骤ST29'中,基于位置/姿势信息来计算各帧中的超声波探头的扫描速度,使用利用所述的阈值Th1以及Th2而确定的速度阈值范围来调整适当的CHLAC特征的时间轴相关宽度。在步骤ST29'中,与图11所示的步骤ST9'同样地,判定获取到的扫描速度包含于哪个区间内。针对被量化的3种速度,在较慢的情况下设为T#large,在普通的情况下设为T#medium,在较快的情况下设为T#small来变更时间轴相关宽度。步骤ST29'构成速度信息检测步骤以及帧判定步骤的一部分。

[0080] 在步骤ST14'(特征提取步骤)中,使用步骤ST29'中决定的时间轴相关宽度,针对各帧提取立体高阶局部自相关特征(CHLAC特征)。接下来,对来自各帧的立体高阶局部自相关特征的提取结果与正常判定基准数据(正常部分空间)的距离进行计算(步骤ST15':距离计算步骤)。然后,根据计算出的距离是否超过预先决定的阈值 T_{NA} 来判定是否为正常距离(步骤ST16':距离判定步骤)。在判定为是正常距离的情况下,进入到步骤ST19',判定为是正常帧。在距离超过阈值 T_{NA} 的情况下,进入到步骤ST20'并判定为是异常帧。由此,能够在不受超声波探头的扫描速度的影响的情况下,判定正常帧和异常帧。并且,在步骤ST21'中,若针对全部帧判定为检查结束,则检查阶段结束。通过步骤ST19'~步骤ST21'来构成状态判定步骤。并且,通过步骤ST15'~步骤ST21'来构成帧判定步骤。

[0081] [使用One-class SVM来作为分析法的情况]

[0082] 在使用One-class SVM来作为规定的分析法的情况下,针对从正常的乳腺超声波图像提取的CHLAC特征应用One-class SVM(Support Vector Machine)来计算正常类。在One-class SVM中,利用能够找出数据的构造的被称为核心(kernel)的手法来推断学习数据较多存在的区域,计算分为较多包含学习数据的区域(正常类)和不包含学习数据的区域的边界面(超平面)。并且,在检查阶段中,根据从检查对象用的乳腺超声波图像提取的CHLAC特征是否进入到学习中计算出的正常类来判定是正常帧还是异常帧。

[0083] [实验]

[0084] 为了确认上述第2实施方式的效果,以被检查者A以及B这2个人的被检查者为对象来进行了异常检测实验。被检查者A是被诊断为存在肿瘤性病变的患者,被检查者B是被诊断为存在非肿瘤性病变的患者。

[0085] 实验方法(使用部分空间法来作为分析法的情况)

[0086] 在实验中,为了验证变更与超声波探头的扫描速度相应的时间轴相关宽度来提取CHLAC特征的有效性,进行了使CHLAC特征的时间轴相关宽度固定的情况下和基于上述第2实施方式来使时间轴相关宽度可变的情况下的ROC曲线的比较。CHLAC特征的时间轴相关宽

度针对扫描速度为[慢、普通、快]设定为[$T_{\text{large}}=5$ 、 $T_{\text{medium}}=3$ 、 $T_{\text{small}}=1$]。此外,针对用于规定正常部分空间的最佳的维数的阈值 T_{cc} ,将阈值设定为[0.9、0.99、0.999、0.9999、0.99999、0.999999]这6种值,采用AUC值取最大时的值。

[0087] 实验结果(使用部分空间法来作为分析法的情况)

[0088] 分别在图12(A)以及(B)、图13(A)以及(B)中表示针对被检查者A以及B的ROC曲线。可知使CHLAC特征的时间轴相关宽度可变时的ROC曲线[图12(B)以及图13(B)]与使时间轴相关宽度固定时[图12(A)以及图13(A)]相比,ROC曲线接近左上方,AUC值较高。

[0089] 图14以及图15中表示针对从被检查者A、B拍摄到的动态图像的异常检测结果。图中的黑线表示判定正常和异常的阈值,在与正常部分空间的距离大于阈值的情况下,将该帧判定为异常。在图14(A)以及(B)中,由P所示的部分是存在病变的帧连续的区间。此外,在图15(A)以及(B)中,记载为“存在”的部分是存在病变的帧连续的区间。在被检查者A的异常检测结果中可知,在使时间轴相关宽度固定时[图14(A)以及图15(A)],即使是正常帧也存在与正常部分空间的距离较大的情况,过检测较多。另一方面,在使时间轴相关宽度可变的情况下[图14(B)以及图15(B)],有病变的帧与正常帧相比存在与正常部分空间的距离较大的趋势。这是由于通过使时间轴相关宽度可变,能够抑制探头的扫描速度的影响。在被检查者B中可知,虽然过检测变多,但能够抑制扫描速度较快的帧中的影响。

[0090] 实验方法(使用One-class SVM来作为分析法的情况)

[0091] 在实验中,为了验证与提出手法的速度相应的CHLAC特征的有效性,进行了使CHLAC特征的时间轴相关宽度固定的情况下与使时间轴相关宽度可变的情况(提出手法)下的真阳性(TP)率和假阳性(FP)率的比较。

[0092] 针对扫描速度为[慢、普通、快],CHLAC特征的时间轴相关宽度设定为[5、3、1]。在One-class SVM中,对核心函数使用高斯核。

[0093] 实验结果(使用One-class SVM来作为分析法的情况)

[0094] 图16以及图17中表示针对被检查者A、B的真阳性率和假阳性率的结果。由图16可知,在使CHLAC特征的时间轴相关宽度可变的情况下,与固定的情况相比,真阳性率较高。此外,由图17可知,在使CHLAC特征的时间轴相关宽度可变的情况下和固定的情况下,真阳性率没有变化。另一方面,可知在使其可变的情况下,与使其固定的情况相比,假阳性率减少。也就是说,可知在使时间轴相关宽度可变的情况下,能够抑制过检测。认为这是由于通过使CHLAC特征的时间轴相关宽度可变,能够抑制探头的扫描速度的影响。

[0095] 产业上的可利用性

[0096] 根据本发明,能够提高基于移动超声波探头而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧的列所构成的动态图像来自动检测病变的超声波检查系统的检测精度。

[0097] -符号说明-

[0098] 1 超声波探头

[0099] 3 超声波检查装置

[0100] 5 正常判定基准数据存储部

[0101] 7 帧判定部

[0102] 9 速度信息检测部

[0103] 11 速度判定部

- [0104] 71 特征提取部
- [0105] 72 状态判定部
- [0106] 73 距离计算部
- [0107] 74 距离判定部
- [0108] 75 最终判定部

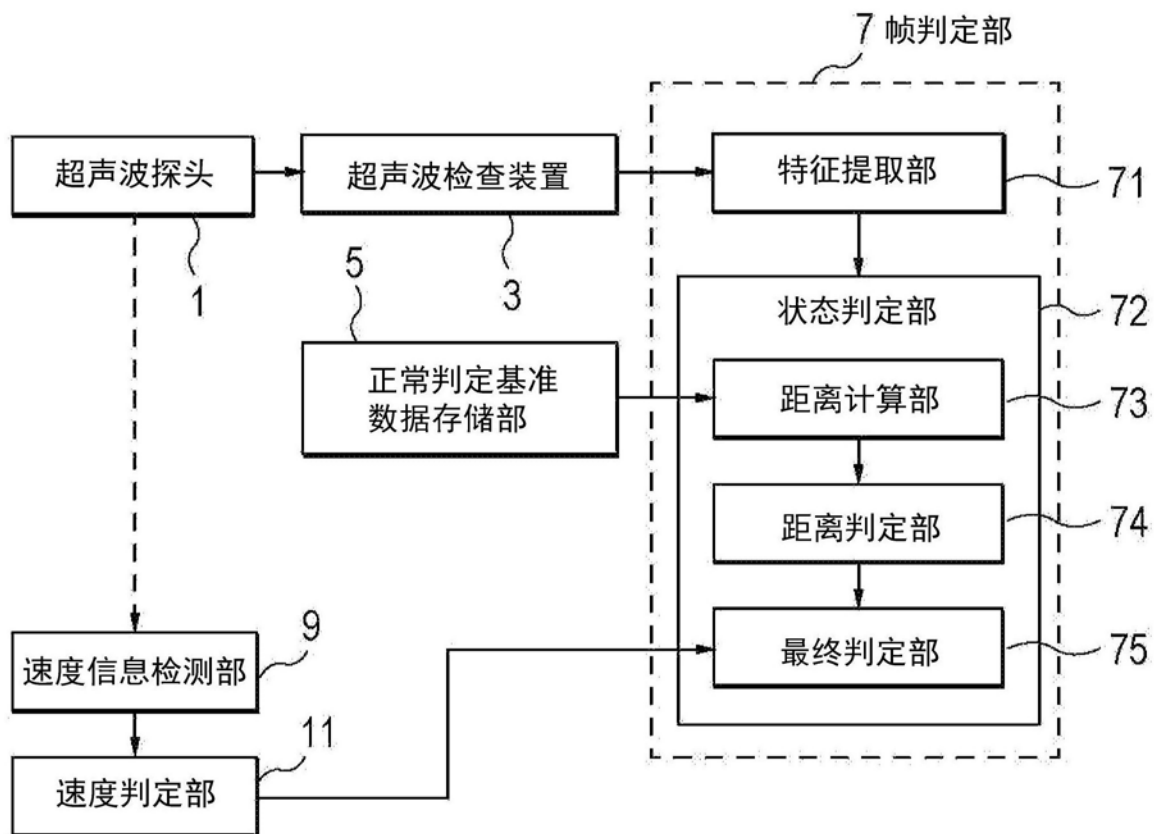


图1

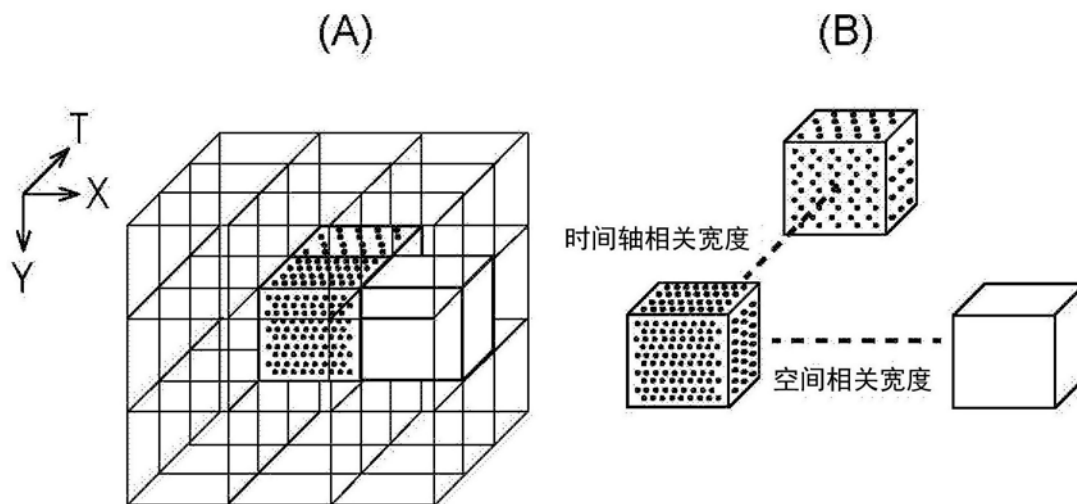


图2

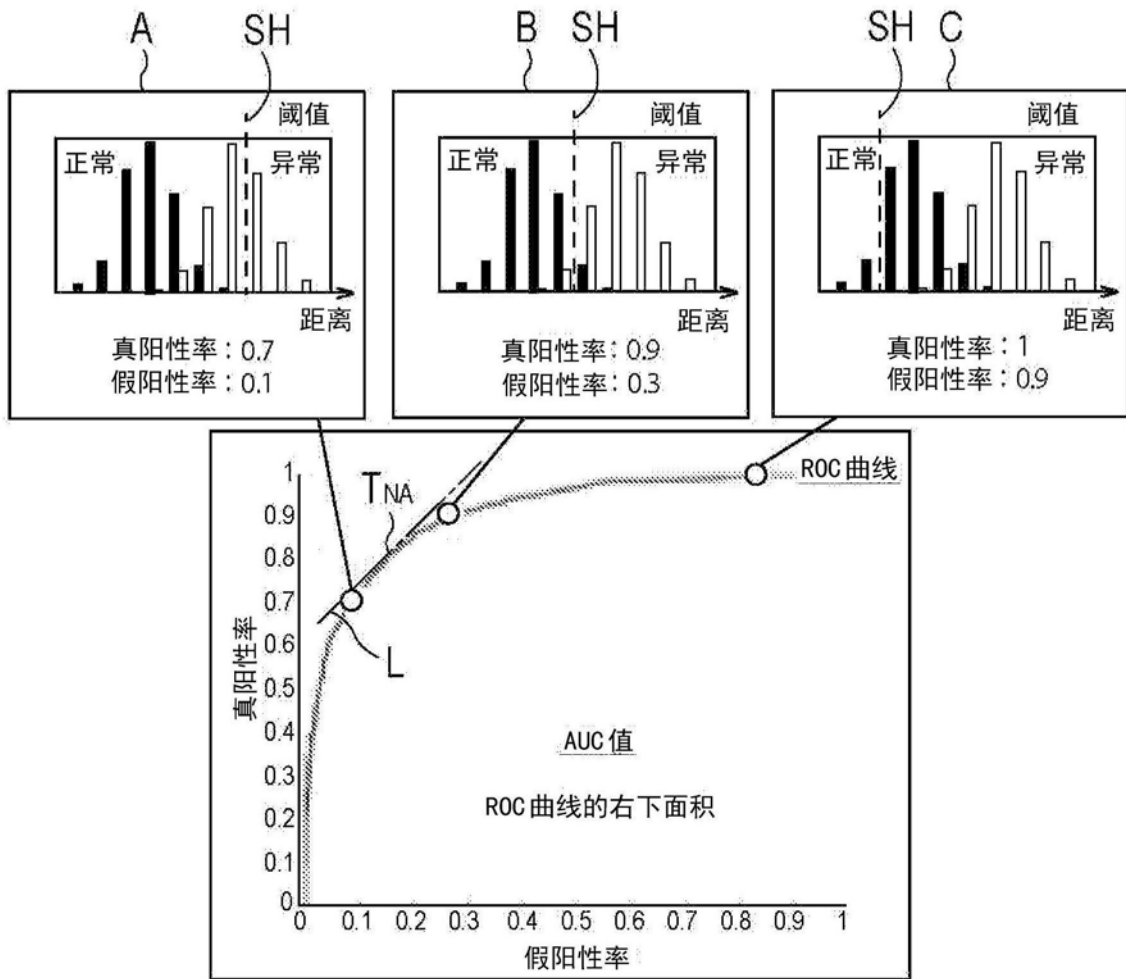


图3

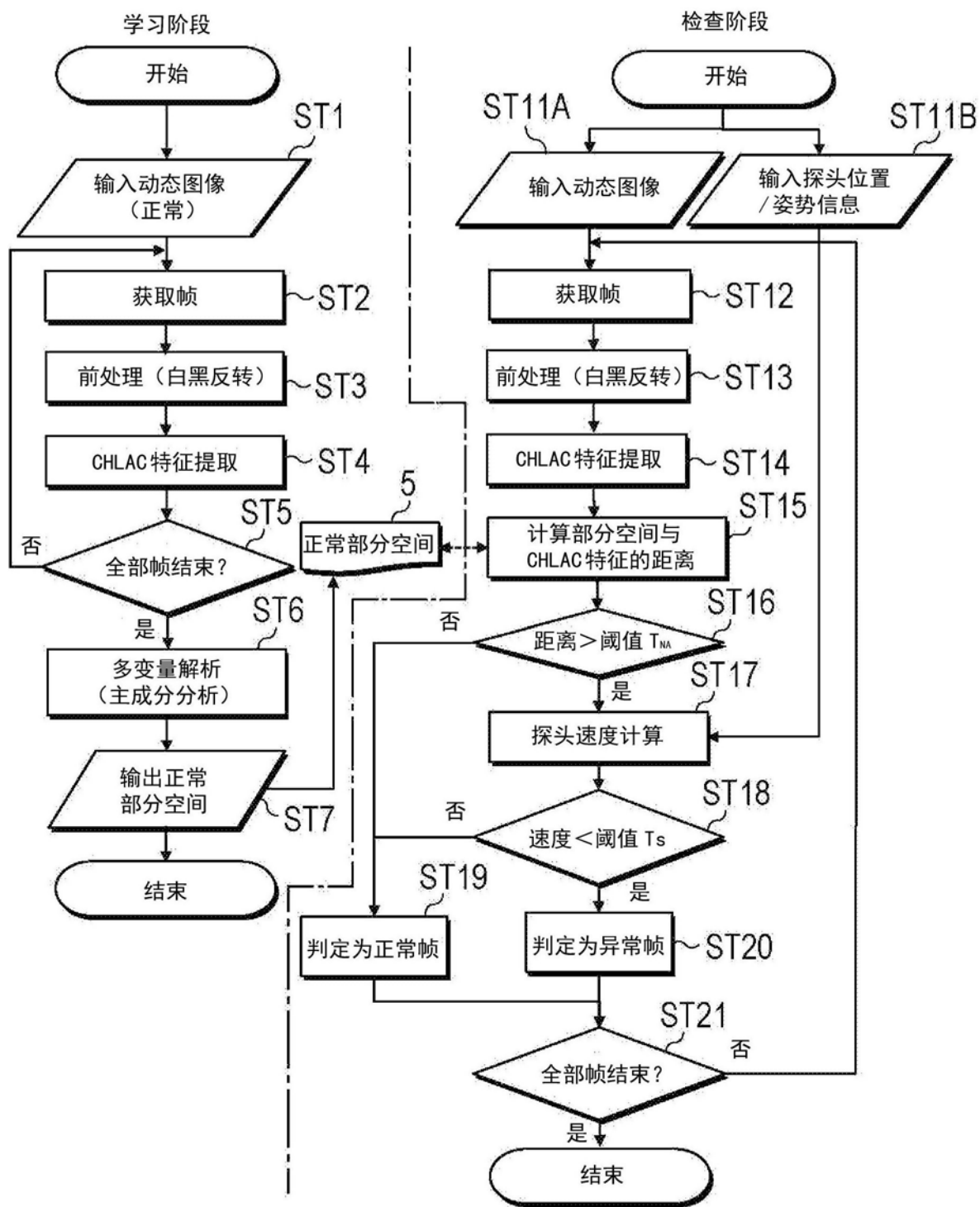


图4

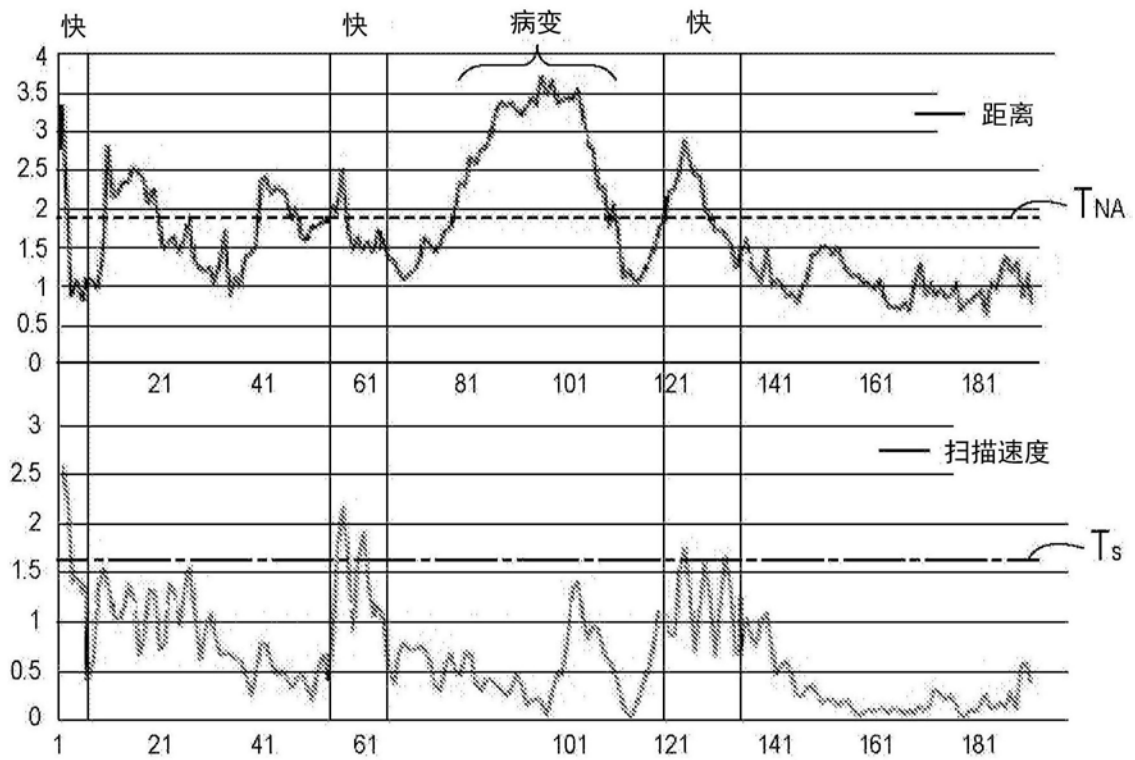


图5

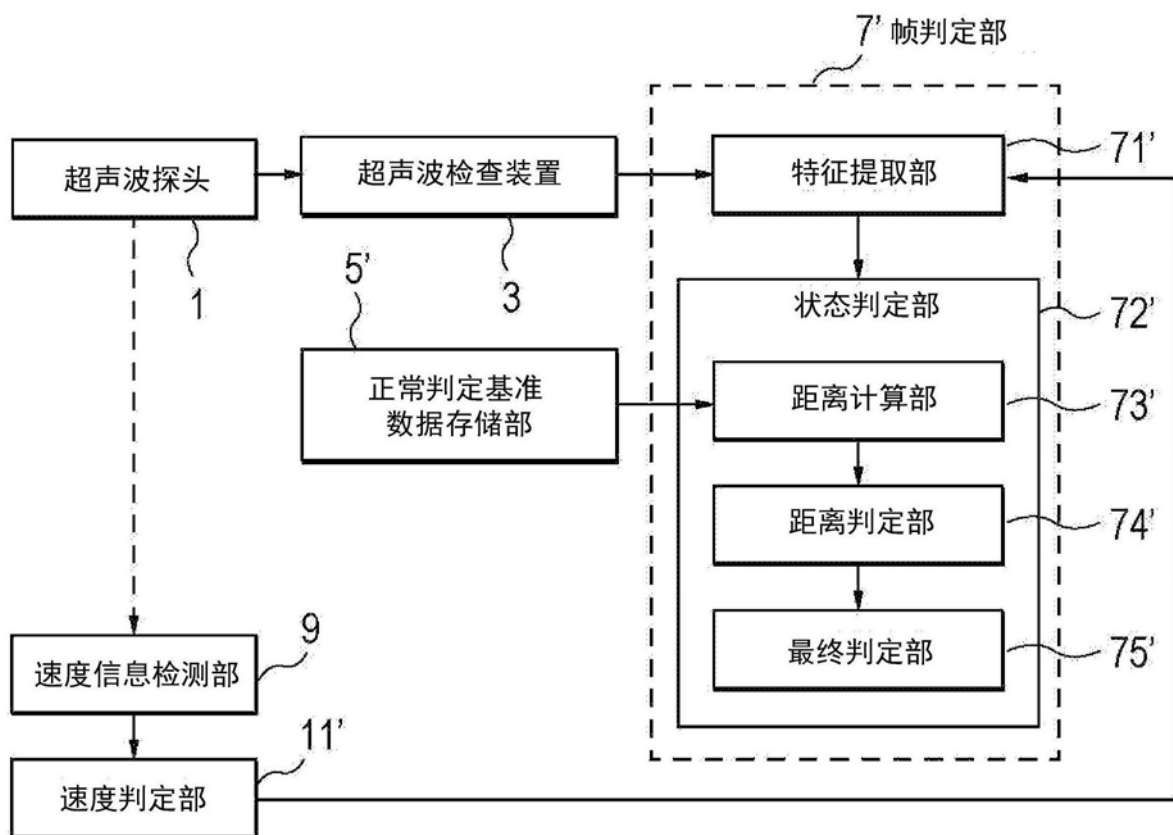
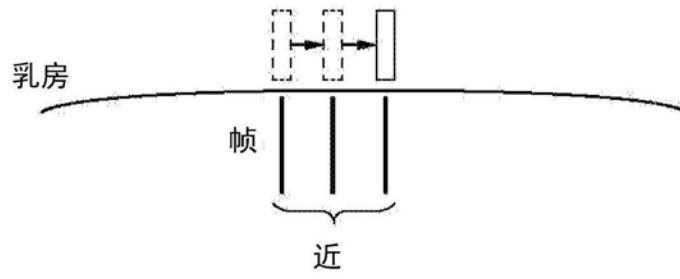


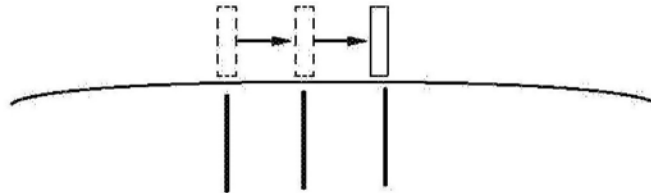
图6

扫描速度：慢

超声波探头



扫描速度：普通



扫描速度：快

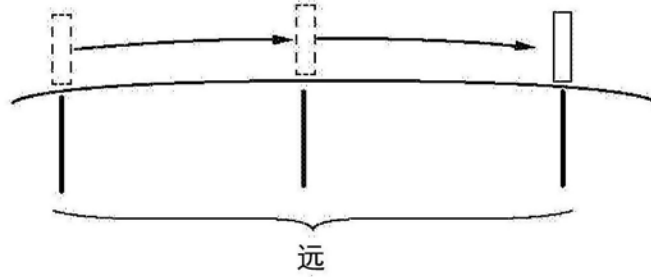


图7

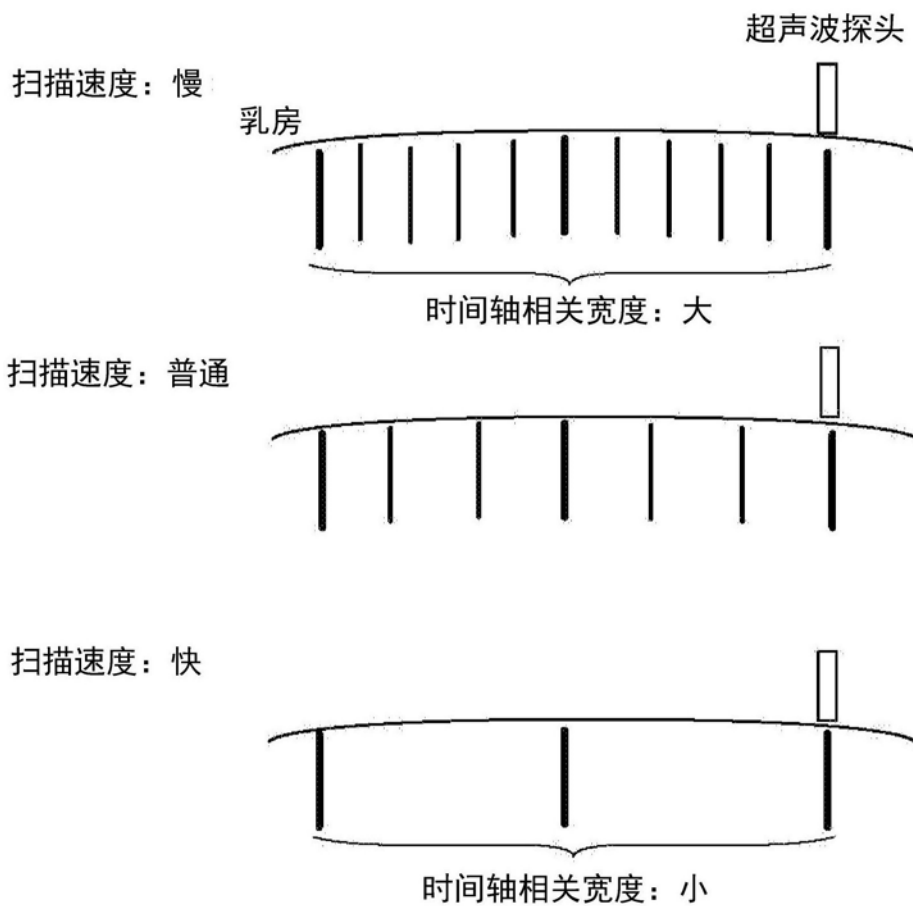


图8

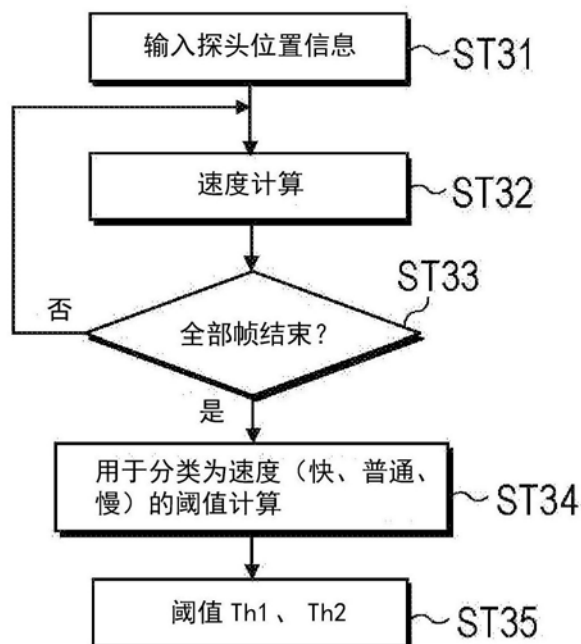


图9

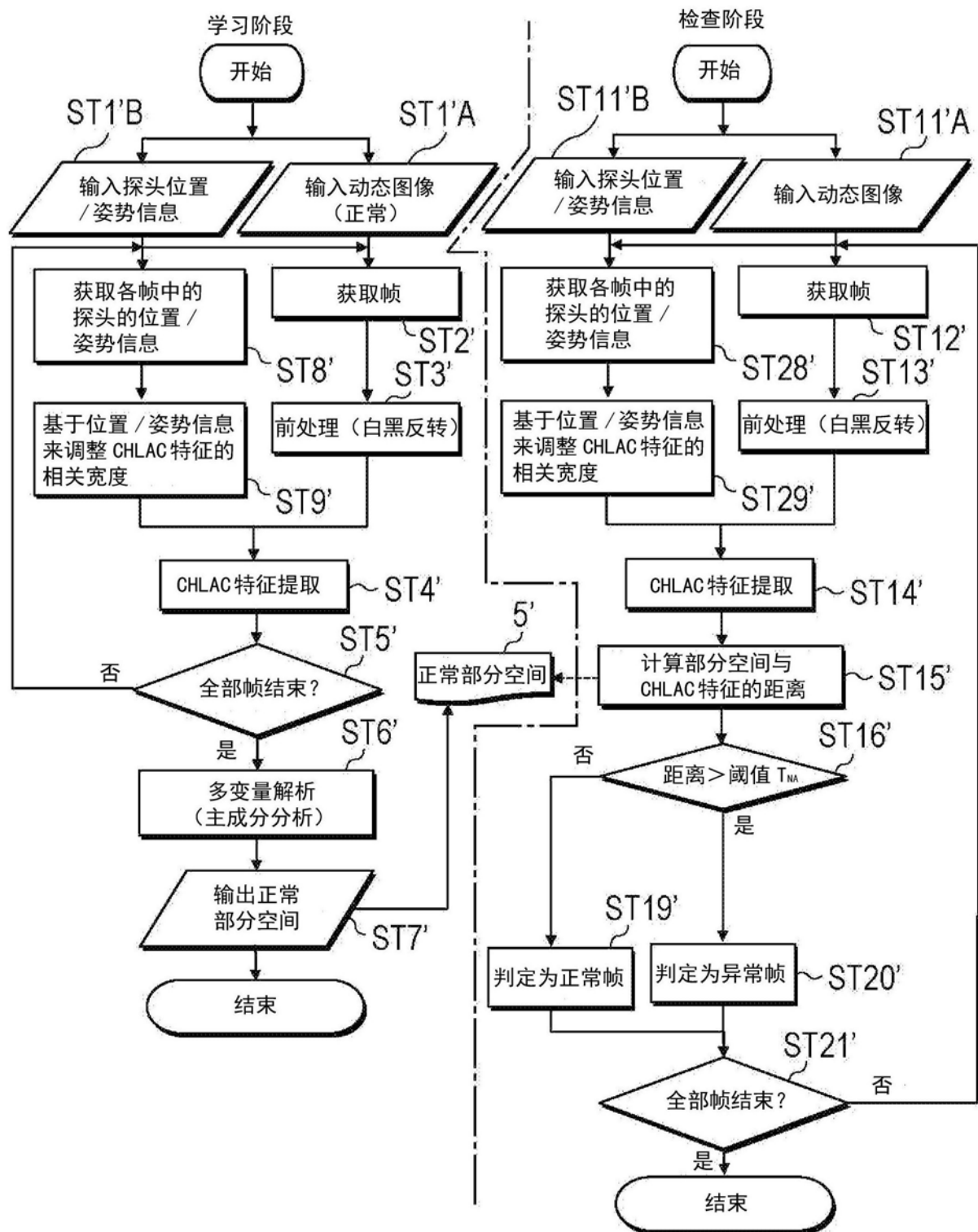


图10

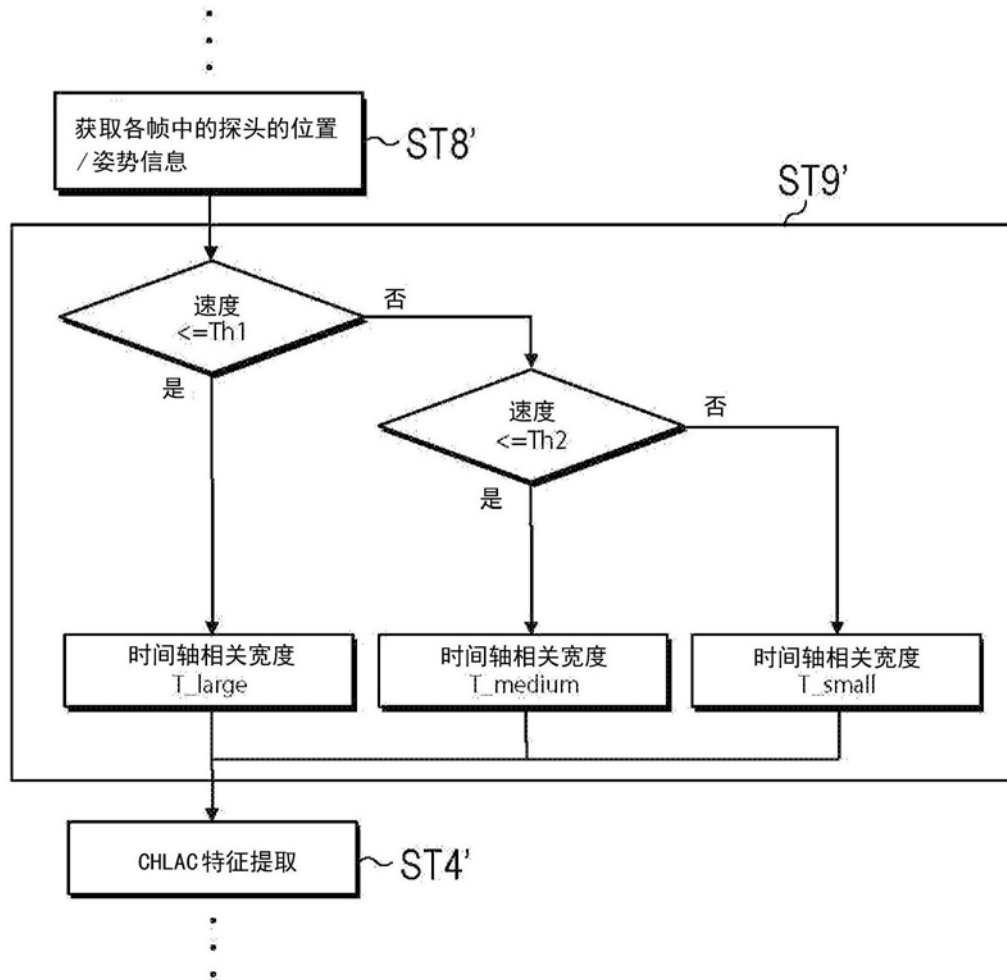


图11

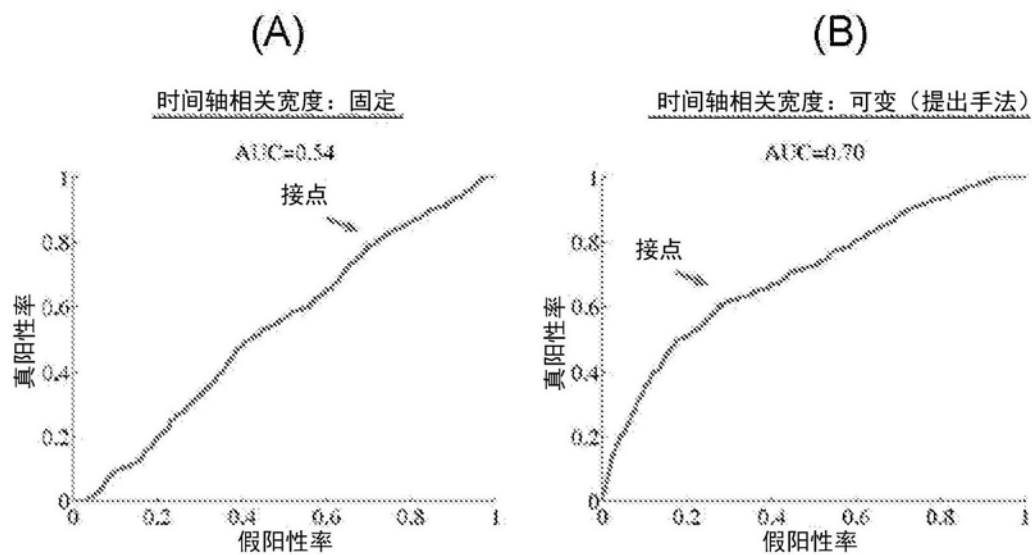


图12

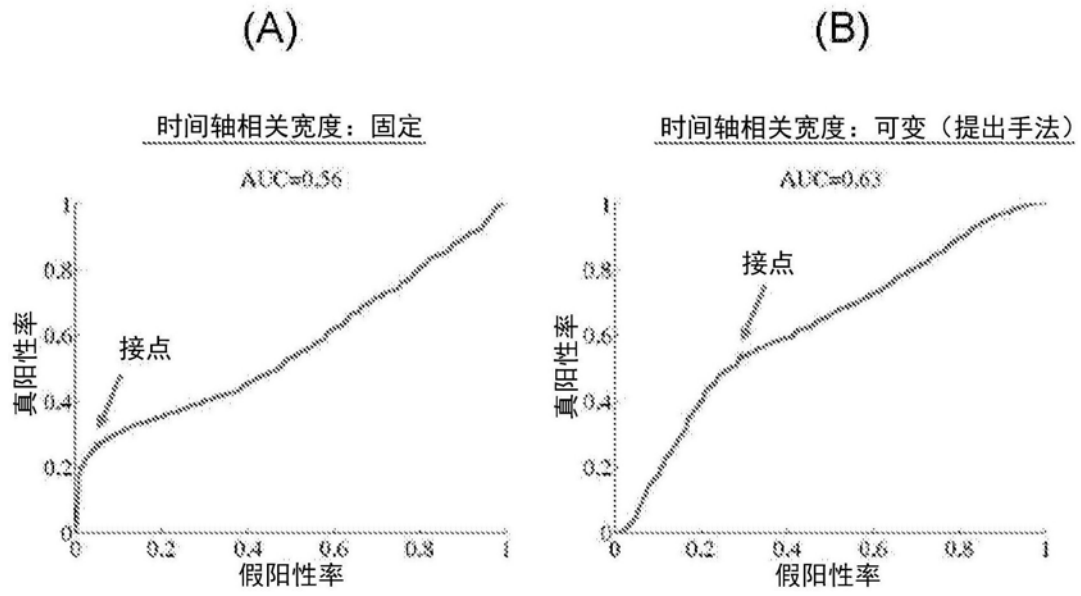


图13

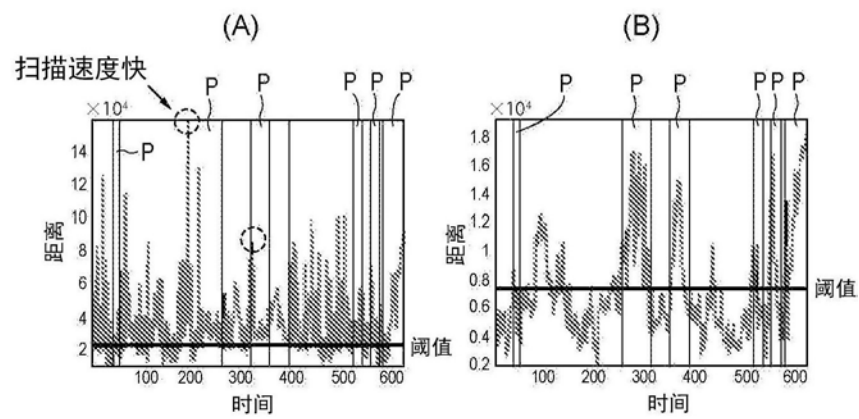
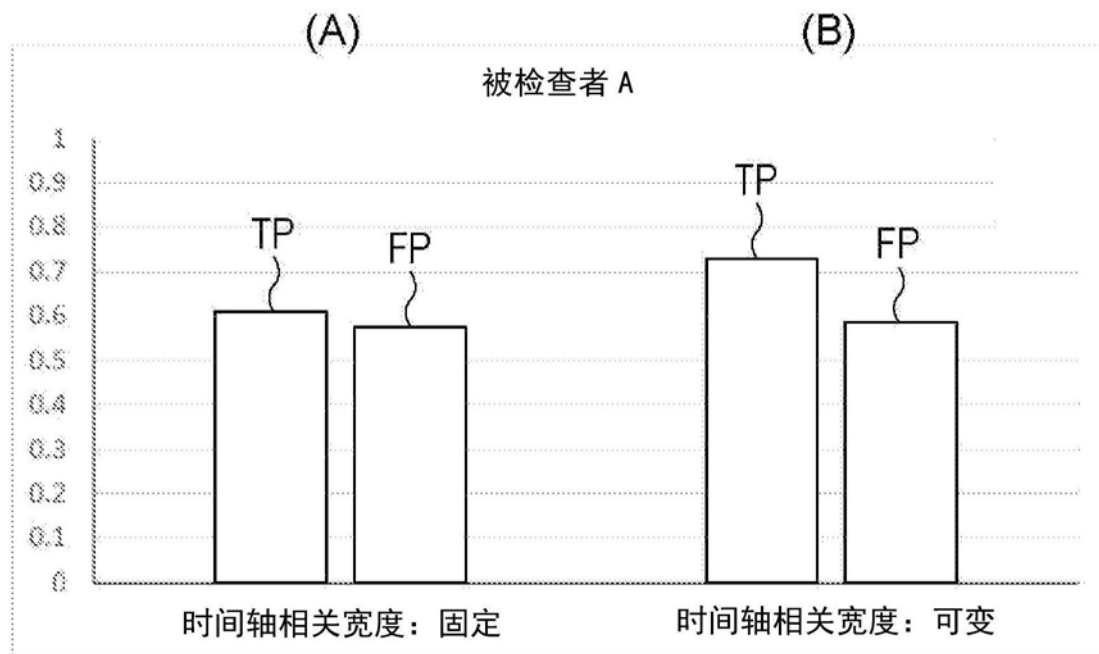
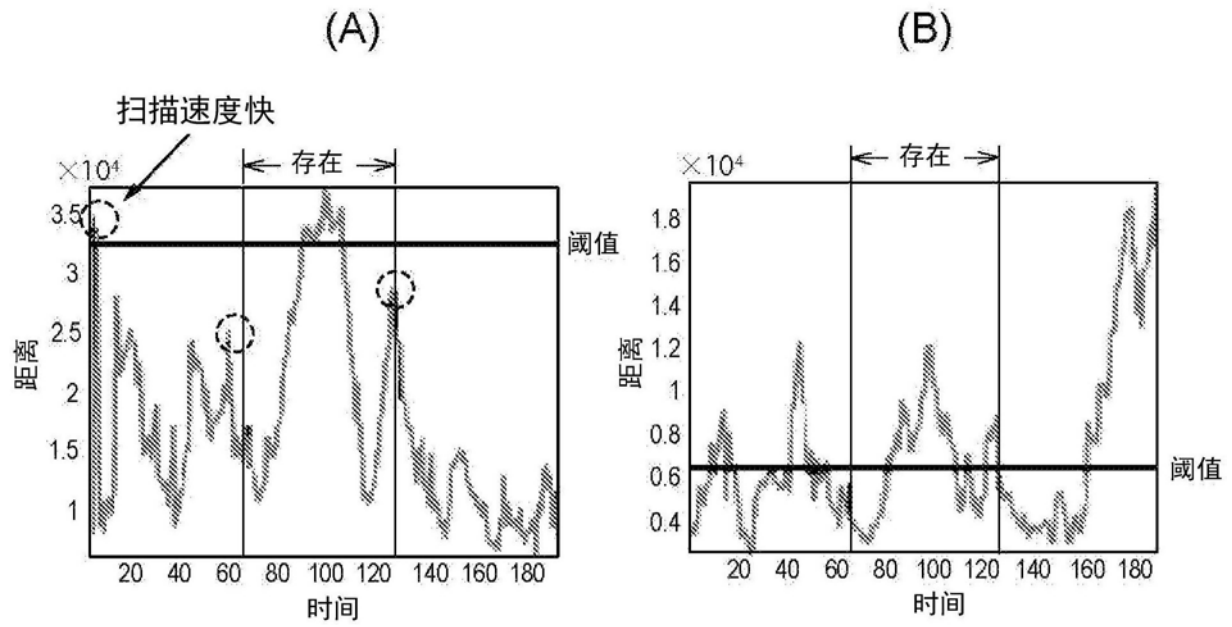


图14



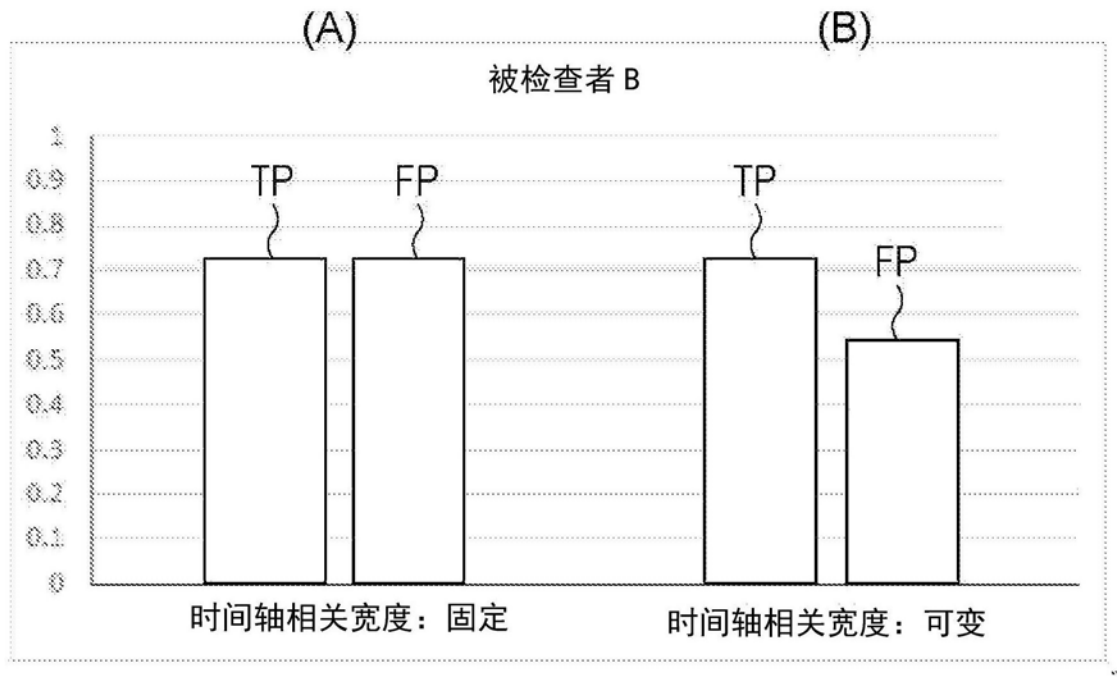


图17

专利名称(译)	超声波检查系统以及超声波检查方法		
公开(公告)号	CN106999161A	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580064580.3	申请日	2015-12-01
申请(专利权)人(译)	国立研究开发法人产业技术综合研究所		
当前申请(专利权)人(译)	国立研究开发法人产业技术综合研究所		
[标]发明人	坂无英德 野里博和 岩田昌也 高桥荣一 山崎优大		
发明人	坂无英德 野里博和 岩田昌也 高桥荣一 山崎优大		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/085 A61B8/5223 A61B8/5246 G06T7/0012 G06T2207/10132		
代理人(译)	韩丁		
优先权	2014243189 2014-12-01 JP		
其他公开文献	CN106999161B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提高基于使超声波探头移动而从超声波检查装置输出的时间上连续的多个帧所构成的动态图像，来自动检测病变的超声波检查系统的检测精度。帧判定部(7)的特征提取部(71)从检查者对被检查者操作超声波探头(1)而从超声波检查装置(3)得到的身体的动态图像的多个帧，提取各帧的立体高阶局部自相关特征。最终判定部(75)即使是能够判断为相应帧是包含病变的图像的异常帧，在速度判定部判定为超声波探头(1)的速度不是正常速度时，也判定为相应帧是正常帧。

