



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103037771 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 04

(21) 申请号 201280002192. 9

(22) 申请日 2012. 06. 05

(30) 优先权数据

2011-127505 2011. 06. 07 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 01. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/003685 2012. 06. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/169177 JA 2012. 12. 13

(73) 专利权人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 高木一也 近藤敏志

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 李芳华

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101779968 A, 2010. 07. 21,

JP 2011078514 A, 2011. 04. 21,

JP 2007020731 A, 2007. 02. 01,

US 6547738 B2, 2003. 04. 15,

CN 101721226 A, 2010. 06. 09,

CN 101416887 A, 2009. 04. 29,

WO 2010117025 A1, 2010. 10. 14,

JP 2003135457 A, 2003. 05. 13,

审查员 高瑞玲

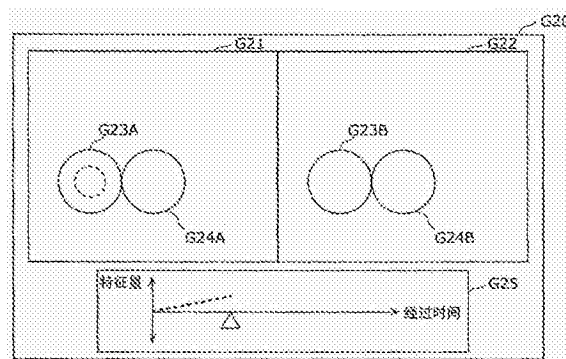
权利要求书2页 说明书13页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断方法

(57) 摘要

一种高精度地进行肝肿瘤的类别的判定的超声波诊断装置(1), 该超声波诊断装置(1) 包括形成与造影剂投入后的从所述被检体接收的回波信号对应的超声波图像的图像形成部(103)、在图像形成部(103)所形成的超声波图像上的与对象组织对应的对象区域内设定作为彼此不同的两个区域的第一关注区域以及第二关注区域的关注区域设定部(105)、提取关注区域设定部(105)所设定的第一关注区域内的亮度与第二关注区域内的亮度之差作为特征量的特征量提取部(106)、以及基于特征量提取部(106)所提取的特征量判定所述对象组织的类别的类别判定部(107)。



1. 一种超声波诊断装置,判定被检体内的对象组织的类别,包括:

图像形成部,形成与造影剂投入后的从所述被检体接收的回波信号对应的超声波图像;

关注区域设定部,在所述图像形成部所形成的所述超声波图像上的与所述对象组织对应的对象区域内,设定作为彼此不同的两个区域的第一关注区域以及第二关注区域;

特征量提取部,提取所述关注区域设定部所设定的所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差作为特征量;以及

类别判定部,基于所述特征量提取部所提取的所述特征量判定所述对象组织的类别。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述关注区域设定部还在所述超声波图像上的所述对象区域外设定第三关注区域;

所述特征量提取部提取所述第一关注区域内的亮度与所述第三关注区域内的亮度之差、以及所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差,作为所述特征量。

3. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述特征量提取部还提取所述对象区域内的从中心部向周边部或者从周边部向中心部的方向上的绝对值最大的亮度梯度作为所述差。

4. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述关注区域设定部设定以所述对象区域的中心部为中心的大致椭圆形的所述第二关注区域,而且将以下区域设定为第一关注区域,该区域是从以所述对象区域的中心部为中心且包含大于所述第二关注区域的区域的大致椭圆形中除去所述第二关注区域而成的区域。

5. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述关注区域设定部设定以所述对象区域的中心部为中心的大致圆形的所述第二关注区域,而且将以下区域设定为第一关注区域,该区域是从以所述对象区域的中心部为中心且包含大于所述第二关注区域的区域的大致圆形中除去所述第二关注区域而成的区域。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述特征量提取部提取所述对象区域内的从中心部向周边部或者从周边部向中心部的方向上的亮度梯度的绝对值最大的位置与所述对象区域的中心部的距离、以及所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差,作为所述特征量。

7. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述关注区域设定部将所述第二关注区域设定为比所述对象区域的从中心部向周边部的方向上的亮度梯度的绝对值最大的位置更接近所述中心部,将所述第一关注区域设定为比该位置更远离所述中心部。

8. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述特征量提取部提取多个期间中的各个期间的所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差作为所述特征量;

所述类别判定部基于所述多个期间中的各个期间的所述特征量判定所述对象组织的类别。

9. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述类别判定部通过参照特征量的多个模式与对象组织的多个类别之间的对应,将所

述对象组织的类别判定为与适合所述特征量提取部所提取的所述特征量的模式对应的类别。

10. 如权利要求 1 至 9 中任一项所述的超声波诊断装置，

所述类别判定部基于所述特征量，将所述对象组织的类别判定为肝细胞癌、转移性肝癌、肝血管瘤或者 FNH 即肝局灶性结节增生。

11. 一种集成电路，判定被检体内的对象组织的类别，包括：

图像形成部，形成与造影剂投入后的从所述被检体接收的回波信号对应的超声波图像；

关注区域设定部，在所述图像形成部所形成的所述超声波图像上的与所述对象组织对应的对象区域内，设定作为彼此不同的两个区域的第一关注区域以及第二关注区域；

特征量提取部，提取所述关注区域设定部所设定的所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差作为特征量；以及

类别判定部，基于所述特征量提取部所提取的所述特征量判定所述对象组织的类别。

12. 一种超声波诊断装置，判定被检体内的对象组织的类别，包括：

图像形成部，形成与造影剂投入后的从所述被检体接收的回波信号对应的超声波图像；

关注区域设定部，在所述图像形成部所形成的所述超声波图像上的与所述对象组织对应的对象区域内设定第一关注区域，在所述超声波图像上的所述对象区域外设定第三关注区域；

特征量提取部，提取所述第一关注区域内的亮度与所述第三关注区域内的亮度之差作为特征量；以及

类别判定部，基于所述特征量提取部所提取的所述特征量判定所述对象组织的类别。

超声波诊断装置以及超声波诊断方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置以及超声波诊断方法。尤其涉及一种判定被检体内的对象组织的类别的超声波诊断装置以及超声波诊断方法。

背景技术

[0002] 造影超声波为将造影剂投入血管,能够使血管高灵敏度地图像化的图像诊断法的一种。当前,在日本国内,在肝诊断中造影剂 Sonazoid 的适用得到许可。造影剂 Sonazoid 在肝肿瘤的辨别中被使用。

[0003] 在肝诊断中,首先确认有无肿瘤。在超声波图像中,肿瘤能够作为低回波区域或高回波区域来确认。之后,若投入造影剂则肿瘤得以染色。

[0004] 现状,存在肿瘤的类别判定基于读影人的主观的判断,因此诊断结果依赖于读影人这一问题。

[0005] 针对这样的问题公开了基于肿瘤区域的两个特征量即平均亮度以及标准偏差的时序变化的客观的辨别方法(例如,专利文献1)。

[0006] 根据在专利文献1中公开的技术,通过设定包含肿瘤的大小3个圆并比较各圆的特征量的时间波形与各类别的典型波形从而判定为波形最吻合的类别。另外,在各时相中,判定最接近3个圆的特征量的类别,并判定为判定次数最多的类别。

[0007] 在先技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:特开2010-005263号公报

[0010] 专利文献2:美国专利第5632277号说明书

[0011] 专利文献3:美国专利第5706819号说明书

[0012] 专利文献4:美国专利第5577505号说明书

[0013] 非专利文献

[0014] 非专利文献1:肝腫瘍の超音波診断基準(肝肿瘤的超声波诊断基准)(案)、http://www.jsum.or.jp/committee/diagnostic/pdf/liver_tumor.pdf。

[0015] 发明的概要

[0016] 发明要解决的问题

[0017] 肿瘤的类别判定基于读影人的主观的判断,因此存在诊断结果依赖于读影人这一问题。

发明内容

[0018] 于是,本发明的目的在于提供一种能够不依赖于读影人而高精度地进行肝肿瘤的类别的判定的超声波诊断装置等。

[0019] 用于解决问题的手段

[0020] 为达到所述目的,涉及本发明的一形态的超声波诊断装置为判定被检体内的对象

组织的类别的超声波诊断装置,该超声波诊断装置包括形成与造影剂投入后的从所述被检体接收的回波信号对应的超声波图像的图像形成部、在所述图像形成部所形成的所述超声波图像上的与所述对象组织对应的对象区域内,设定作为彼此不同的两个区域的第一关注区域以及第二关注区域的关注区域设定部、提取所述关注区域设定部所设定的所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差作为特征量的特征量提取部、以及基于所述特征量提取部所提取的所述特征量判定所述对象组织的类别的类别判定部。

[0021] 另外,这些整体性或者具体性的形态可通过系统、方法、集成电路、计算机程序或者计算机可读的 CD-ROM 等记录介质来实现,也可通过系统、方法、集成电路、计算机程序以及记录介质的任意组合来实现。

[0022] 发明效果

[0023] 根据本发明,能够不依赖于读影人而高精度地进行肝肿瘤的类别的判定。

附图说明

[0024] 图 1 为涉及实施方式 1 的超声波诊断装置的构成图。

[0025] 图 2A 为涉及实施方式 1 的造影剂投入前的动作的流程图。

[0026] 图 2B 为涉及实施方式 1 的造影剂投入后的动作的流程图。

[0027] 图 2C 为涉及实施方式 1 的变形例 1 的特征量提取的动作的流程图。

[0028] 图 3A 为涉及实施方式 1 的显示画面的一例。

[0029] 图 3B 为涉及实施方式 1 的显示画面的另一例。

[0030] 图 3C 为涉及实施方式 1 的显示画面的另一例。

[0031] 图 4 为用于说明肝肿瘤的染影模式(pattern,型)的图。

[0032] 图 5 为表示针对实施方式 1 所涉及的肝肿瘤的典型例的特征量的例子的图。

[0033] 图 6 为用于说明涉及实施方式 1 的基于特征量的肿瘤类别判定的图。

[0034] 图 7A 为用于说明涉及实施方式 1 的特征量的图。

[0035] 图 7B 为用于说明涉及实施方式 1 的变形例 1 的特征量的图。

[0036] 图 8 为用于说明专利文献 1 的肿瘤内的模式评价方法的图。

具体实施方式

[0037] (成为本发明的基础的见解)

[0038] 有关在“背景技术”部分中所述的类别判定方法,本发明人发现会产生如下的问题。

[0039] 图 4 表示肝肿瘤的染影模式的典型例(非专利文献 1)。

[0040] 染影时相大致有两个阶段。染影时相的一个阶段为投入造影剂之后大约 2 分钟期间的血管相,另一阶段是大约 10 分钟之后的后血管相。血管相为染影模式的时序变化显著的时相,而后血管相则是变化缺乏的时相。更详细而言,血管相分为从滋养肝脏的动脉流入处于支配性的动脉相以及从门静脉流入处于支配性的门静脉相。已知肿瘤的恶性度越高动脉的滋养越处于支配性,而门静脉的流入减少。

[0041] 在实际的诊断中,通过观察这些染影模式的时序变化判断肿瘤类别。例如,在血管相中示出高于实质(parenchyma)的高回波,而在后血管相中示出低于实质的低回波时,疑

似为肝细胞癌。

[0042] 现状下,基于读影人的主观的判断进行肿瘤的分类判定,因此存在诊断结果依赖于读影人这一问题。

[0043] 如图 4 所示,在实际的辨别中,与实质之差、环模式、中央模式或者均匀模式等成为有用的观察结果。

[0044] 对此,在专利文献 1 的第一种方法中,通过标准偏差判断造影模式,但是,例如,在中央模式与环模式中,存在由于标准偏差可能同值而不能正确地判定的可能性。

[0045] 另一方面,专利文献 1 的第二种方法通过 3 个圆评价空间性的模式,因此能够评价肿瘤内的模式。图 8 为用于说明专利文献 1 的肿瘤内的模式评价方法的图。图 8 中的各数值为肿瘤内的区域的亮度值。根据在专利文献 1 中公开的方法,基于输入模式 81 与规定模式 80 的误差进行肿瘤内的模式评价。在此,如图 8 所示,输入模式 81 为较强的环模式时,存在输入模式 81 与规定模式 80 的误差变大的情形。即、存在无法正确地评价模式的强度的可能性。

[0046] 于是,本发明的目的在于提供一种能够高精度地进行肝肿瘤的分类的判定的超声波诊断装置等。

[0047] 为了解决这样的问题,涉及本发明的一形态的超声波诊断装置为判定被检体内的对象组织的类别的超声波诊断装置,该超声波诊断装置包括形成与造影剂投入后的从所述被检体接收的回波信号对应的超声波图像的图像形成部、在所述图像形成部所形成的所述超声波图像上的与所述对象组织对应的对象区域内,设定作为彼此不同的两个区域的第一关注区域以及第二关注区域的关注区域设定部、提取所述关注区域设定部所设定的所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差作为特征量的特征量提取部、以及基于所述特征量提取部所提取的所述特征量判定所述对象组织的类别的分类判定部。

[0048] 据此,能够基于设定于超声波图像上的对象区域(肿瘤区域)并且相应于肿瘤的分类表现出显著的特征的两个关注区域的亮度差判定该肿瘤的分类。此时,基于两个关注区域的亮度差来判定,因此不易受到超声波探测器的增益的影响等,能够高精度地评价模式的强度。因此,能够算出从被检体取得的超声波图像上的两个关注区域的亮度差,从而确定适合该亮度差的肿瘤的分类。因此,能够不依赖于读影人而高精度地进行肝肿瘤的分类的判定。

[0049] 另外,例如,所述关注区域设定部还在所述超声波图像上的所述对象区域外,设定第三关注区域;所述特征量提取部提取所述第一关注区域内的亮度与所述第三关注区域内的亮度之差、以及所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差,作为所述特征量。

[0050] 据此,能够基于超声波图像上的肿瘤区域与实质区域的亮度差判别该肿瘤的分类。在此,设定肿瘤区域与实质区域,因此能够不仅基于肿瘤区域的亮度还基于肿瘤区域与实质区域的亮度之差判别肿瘤的分类。因此,能够高精度地进行肝肿瘤的分类的判定。

[0051] 另外,例如,所述特征量提取部还提取所述对象区域内的从中心部向周边部或者从周边部向中心部的方向上的绝对值最大的亮度梯度作为所述差。

[0052] 据此,能够不依赖于肿瘤区域的中心部的位置或形状而基于肿瘤区域的从中心部向周边部(或者从周边部向中心部)的方向上的亮度梯度判定肿瘤的分类。因此,能够高精

度地进行肝肿瘤的类别的判定。

[0053] 另外,例如,所述关注区域设定部设定以所述对象区域的中心部为中心的大致椭圆形的所述第二关注区域,而且将从以所述对象区域的中心部为中心的包含大于所述第二关注区域的区域的大致椭圆形中除去所述第二关注区域而成的区域设定为第一关注区域。

[0054] 据此,能够以椭圆形把握超声波图像上的肿瘤区域,在该椭圆形的中心部和周边部上分别设定关注区域,并算出这些关注区域的亮度差,从而确定适合该亮度差的肿瘤的类别。因此,能够更高精度地进行肝肿瘤的类别的判定。

[0055] 另外,例如,所述关注区域设定部设定以所述对象区域的中心部为中心的大致圆形的所述第二关注区域,而且将从以所述对象区域的中心部为中心的包含大于所述第二关注区域的区域的大致圆形中除去所述第二关注区域而成的区域设定为第一关注区域。

[0056] 据此,能够以圆形把握超声波图像上的肿瘤区域,在该圆形的中心部和周边部上分别设定关注区域,并算出这些关注区域的亮度差,从而确定适合该亮度差的肿瘤的类别。因此,能够更高精度地进行肝肿瘤的类别的判定。

[0057] 另外,例如,所述特征量提取部提取所述对象区域内的从中心部向周边部或者从周边部向中心部的方向上的亮度梯度的绝对值最大的位置与所述对象区域的中心部的距离、以及所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差作为所述特征量。

[0058] 据此,能够基于肿瘤的从中心部向周边部(或者从周边部向中心部)的方向上的亮度梯度最大的半径的大小判定肿瘤的类别。因此,能够高精度地进行肝肿瘤的类别的判定。

[0059] 另外,例如,所述关注区域设定部在比所述对象区域的从中心部向周边部的方向上的亮度梯度的绝对值最大的位置更接近所述中心部的区域设定所述第二关注区域,在比该位置更远离所述中心部的区域设定所述第一关注区域。

[0060] 据此,能够将关注区域内的平均亮度之差大的两个区域设定为关注区域。通过采用该两个关注区域,肿瘤的类别的判别精度得以提高。因此,能够高精度地进行肝肿瘤的类别的判定。

[0061] 另外,例如,所述特征量提取部提取多个期间中的各个期间的所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差作为所述特征量;所述类别判定部基于所述多个期间中的各个期间的所述特征量判定所述对象组织的类别。

[0062] 据此,通过采用造影剂的染影模式处于特征性的规定的期间(例如,血管相的动脉相以及门静脉相、后血管相)时的关注区域的亮度差,肿瘤的类别的判别精度得以提高。因此,能够高精度地进行肝肿瘤的类别的判定。

[0063] 另外,例如,所述类别判定部通过参照特征量的多个模式与对象组织的多个类别之间的对应,将所述对象组织的类别判定为与适合所述特征量提取部所提取的所述特征量的模式对应的类别。

[0064] 据此,能够根据特征量判别肿瘤的类别。事先确定的特征量与对象组织的类别之间的对应的具体例为基于过去的病例的学习数据。

[0065] 另外,例如,所述类别判定部基于所述特征量,将所述对象组织的类别判定为肝细胞癌、转移性肝癌、肝血管瘤或者肝局灶性结节增生(FNH:focal nodular hyperplasia)。

[0066] 据此,采用适合肝肿瘤的类别判定的特征量,因此能够判别肝细胞癌、转移性肝癌、肝血管瘤或者肝局灶性结节增生(FNH:focal nodular hyperplasia)之类的肝肿瘤的

代表性的病例。

[0067] 另外,这些整体性或者具体性的形态可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序或者计算机可读的 CD-ROM 等记录介质来实现,也可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序或者记录介质的任意组合来实现。

[0068] 以下,对照附图说明涉及本发明的一形态的超声波诊断装置。

[0069] 另外,以下说明的实施方式皆是表示本发明的优选的一具体例的方式。在以下的实施方式中所示的数值、形状、材料、构成要素、构成要素的配置位置以及连接方式、步骤、步骤的顺序等仅为一例,并非对本发明的限定。另外,关于以下的实施方式的构成要素中的、在表示本发明的最上位概念的独立权利要求中并未记载的构成要素,作为构成最优选的方式的任意的构成要素来说明。

[0070] 下面,说明系统的构成和动作。

[0071] (实施方式 1)

[0072] 在本实施方式中,通过导入反映超声波图像上的肿瘤区域(对象区域)与实质区域的亮度差、环模式、中央模式或者均匀模式等的特征的特征量来说明高精度地判定肝肿瘤的类别的例子。另外,“肿瘤”是指与其他组织相比较具有不同性质的组织,包括良性以及恶性双方。

[0073] 图 1 为涉及本实施方式的超声波诊断装置 1 的构成图。

[0074] 如图 1 所示,实施方式的超声波诊断装置 1 包括超声波探测器 101、超声波收发部 102、图像形成部 103、数据存储部 104、关注区域设定部 105、特征量提取部 106、类别判定部 107、显示画面制作部 108、输入值取得部 109、输入装置 110 以及显示装置 111。

[0075] < 构成 >

[0076] 超声波探测器 101 将由超声波收发部 102 输出的电信号变换为超声波并向被检体发送该超声波。并且,将从被检体反射回来的回波信号变换为电信号并向超声波收发部 102 输出。

[0077] 超声波收发部 102 产生成为超声波信号的基础的电信号并向超声波探测器 101 输出。另外,将由超声波探测器 101 输出的电信号变换为数字的回波信号并向图像形成部 103 输出。

[0078] 图像形成部 103 将由超声波收发部 102 输出的回波信号变换为亮度值并形成超声波图像。并且,将形成的超声波图像保存至数据存储部 104。

[0079] 数据存储部 104 保存输入图像、包含肿瘤的关注断面、用于类别判定的关注区域、用于类别判定的学习数据,用于类别判定的输入数据的特征量等。

[0080] 输入值取得部 109 取得通过输入装置 110 由操作人员指定的关注断面、关注区域等信息并保存至数据存储部 104。

[0081] 关注区域设定部 105 从数据存储部 104 读出关注断面和输入图像并算出二者的位置偏差。随后,从数据存储部 104 读出关注区域并基于算出的位置偏差量对关注区域的位置进行修正。并且,将修正的关注区域保存至数据存储部 104。

[0082] 特征量提取部 106 从数据存储部 104 读出输入图像和关注区域并从输入图像中的关注区域提取规定的特征量。并且,将提取的特征量按照时序排列并保存至数据存储部 104。

[0083] 类别判定部 107 从数据存储部 104 读出从造影剂投入直到后血管相为止的特征量和每个类别的学习数据并判定肿瘤类别。判定肿瘤类别之后,将类别判定结果保存至数据存储部 104。

[0084] 显示画面制作部 108 从数据存储部 104 分别读出输入图像、图像特征量、类别判定结果等并制作显示画面。制作后,将显示画面显示于显示装置 111。

[0085] 输入装置 110 接受操作人员的输入。输入装置 110 由轨迹球、按钮、触摸面板等来实现。

[0086] 显示装置 111 显示显示画面制作部所制作的显示画面。显示装置 111 由显示器等来实现。

[0087] 上述为涉及实施方式的装置构成。

[0088] < 动作 >

[0089] 下面,对照图 2A 和图 2B 说明本实施方式的动作的流程。

[0090] 图 2A 为涉及本实施方式的造影剂投入前的动作的流程图。

[0091] [步骤 S101]

[0092] 首先,图像形成部 103 将由超声波收发部 102 输出的回波信号变换为亮度值并形成超声波图像。并且,将形成的超声波图像作为输入图像保存至数据存储部 104。显示画面制作部 108 从数据存储部 104 读出图像形成部 103 所保存的输入图像,在制作将患者信息、设定信心等与输入图像综合而成的显示画面之后,显示于显示装置 111。将此时的显示模式称作“通常模式”。这一称谓表示造影剂投入前的显示模式。

[0093] [步骤 S102]

[0094] 在步骤 S101 中,接受操作人员的再生停止的操作。若操作人员通过输入装置 110 进行停止再生的操作,则执行步骤 S103。若操作人员未进行停止再生的操作,则返回步骤 S101。

[0095] [步骤 S103]

[0096] 若检测出操作人员通过输入装置 110 进行了再生停止操作,则超声波收发部 102 和图像形成部 103 停止超声波收发以及图像形成。显示画面制作部 108 将静止画面显示于显示装置 111。关注区域设定部 105 将保存于数据存储部 104 的停止时的超声波图像作为关注断面来登录。

[0097] [步骤 S104]

[0098] 接着,若操作人员通过输入装置 110 进行类别判定操作,则关注区域设定部 105 从关注断面检测关注区域即肿瘤区域以及实质区域的候选,并作为关注区域保存至数据存储部 104。随后,显示画面制作部 108 从数据存储部 104 读出关注区域设定部 105 所保存的关注断面和关注区域,制作将关注区域重叠于关注断面而成的显示画面并显示于显示装置 111。该显示画面例如按照用虚线显示关注区域的外缘、或者将关注区域整体着色至透过关注断面可视的程度并显示等方式来制作。

[0099] 图 3A 为通常模式下的显示画面的一例。在图 3A 中,超声波图像 G11 显示于显示画面 G10。超声波图像 G11 包括肿瘤区域 G12 以及实质区域 G13。超声波图像 G11 为从数据存储部 104 读出的输入图像,肿瘤区域 G12 以及实质区域 G13 为关注区域。

[0100] 在检测肿瘤区域的候选中,采用二维的微分滤波器。在区域的亮度分布于中央低

而于周围高的区域、或者在区域的亮度分布于中央高而于周围低的区域中,二维的微分滤波器的系数取较大的值。在画面整体移动二维的微分滤波器并在各位置算出滤波值。若检测含有尺寸不同的肿瘤的肿瘤区域,则改变对象图像整体的晰像度来进行检测。例如,若将对象图像的晰像度设定为 $1/2$,则检测 2 倍尺寸的肿瘤。在各位置算出滤波值之后,将滤波值最大的区域设定为候选。

[0101] 实质区域的候选设定为与检测出的肿瘤相同的深度。

[0102] 另外,在上述中,示出了采用二维的微分滤波器检测肿瘤区域的候选的方法,但也可取而代之,采用操作人员阅览超声波图像设定肿瘤区域的方法。

[0103] 另外,关注区域的形状例如为圆形或者椭圆形,但不限于此,也可为包括肿瘤区域、实质区域的候选的多边形等任意的形状。

[0104] 另外,上述的关注区域相当于第一关注区域。另外,上述的实质区域相当于第三关注区域。

[0105] [步骤 S105]

[0106] 接着,显示画面制作部 108 将关注区域的候选是否妥当的确认消息显示于显示装置 111。

[0107] [步骤 S106]

[0108] 接着,通过输入装置 110 接受操作人员针对步骤 S13 的确认消息的输入。作为操作人员针对确认消息的输入有关关注区域的设定完成、实质区域或者肿瘤区域的修正。

[0109] [步骤 S107]

[0110] 操作人员输入关注区域的设定完成时,输入值取得部 109 确定保存于数据存储部 104 的关注区域。

[0111] [步骤 S108]

[0112] 针对步骤 S105 的确认消息,操作人员通过输入装置 110 修正了肿瘤区域时,关注区域设定部 105 变更实质区域。随后,执行步骤 S109。

[0113] [步骤 S109]

[0114] 针对步骤 S105 的确认消息,操作人员通过输入装置 110 修正了实质区域时,以及在步骤 S108 中变更实质区域之后,关注区域设定部 105 修正保存于数据存储部 104 的关注区域。随后,返回步骤 S105,显示画面制作部 108 显示确认消息。

[0115] 上述为涉及实施方式的关注断面、关注区域的设定的流程图。

[0116] 图 2B 为涉及本实施方式的造影剂投入后的动作的流程图。

[0117] [步骤 S201]

[0118] 首先,在步骤 S107 中确定关注断面的关注区域之后,超声波收发部 102 以及图像形成部 103 进行与造影超声波对应的超声波的收发以及图像形成。具体而言,通过公知的脉冲反演法或者振幅调制法(专利文献 2、3、4)等,分别形成来自造影剂的反射回波处于支配性的造影图像、以及来自组织的反射回波处于支配性的组织图像(与接收的超声波的基波成分对应的图像)。随后,图像形成部 103 将造影图像和组织图像保存至数据存储部 104。显示画面制作部 108 从数据存储部 104 读出图像形成部 103 所保存的造影图像和组织图像,并制作将这些图像左右排列而成的显示画面。

[0119] 图 3B 为造影模式下的显示画面的一例。在图 3B 中,显示画面 G20 显示有作为超

声波图像的造影图像 G21 以及组织图像 G22、特征量的推移 G25。造影图像 G21 中含有肿瘤区域 G23A 以及实质区域 G24A。另外,造影图像 G22 中含有肿瘤区域 G23B 以及实质区域 G24B。

[0120] 造影图像 G21 和组织图像 G22 为将从数据存储部 104 读出的造影图像和组织图像左右排列而成的图像。肿瘤区域 G23A、G23B 以及实质区域 G24A、G24B 为通过系统或者操作人员指定的区域。特征量的推移 G25 按照时序显示用于类别判定的特征量。

[0121] 显示画面制作部 108 将制作的输入图像显示于显示装置 111。

[0122] [步骤 S202]

[0123] 接着,关注区域设定部 105 算出保存于数据存储部 104 的关注断面与输入图像的位置偏差。位置偏差为伴随操作人员的手抖动、生物体内的心脏或呼吸而来的偏差。偏差量通过公知的模式匹配算出。关于模式匹配,在步骤 S201 中,通过图像形成部 103 所形成的来自造影剂的反射回波较少的组织图像来进行。

[0124] [步骤 S203]

[0125] 接着,关注区域设定部 105 判定保存于数据存储部 104 的关注断面与位置修正后的输入图像是否为同一断面。在此,算出两图像的误差,若误差为阈值以下,则判定为同一断面。判定为同一断面时,关注区域设定部 105 利用在步骤 S202 算出的偏差量修正保存于数据存储部 104 的关注区域的位置。断面不同的情况下,不进行特征量的算出。

[0126] [步骤 S204]

[0127] 接着,通过利用保存于数据存储部 104 的输入图像和关注区域算出用于类别的判别的特征量 e 和 r 并提取。

[0128] 关注区域由肿瘤以及实质这两个区域构成。特征量的算出时,在肿瘤内设定新的关注区域。另外,新的关注区域相当于第二关注区域。

[0129] 关于新的关注区域也可与肿瘤区域对应地决定。即,也可在肿瘤区域的中央设定肿瘤区域的一半大小的区域。另外,也可按照关注区域和新的关注区域并排的方式来设定,也可按照关注区域设定于新的关注区域的周围的方式来设定。另外,操作人员也可设定任意的区域。

[0130] 在以下,说明在肿瘤区域的中央设定肿瘤区域的一半大小的区域(肿瘤中央区域)作为新的关注区域的情况。将肿瘤区域的平均亮度设定为 x ,将新的肿瘤区域的平均亮度设定为 y ,两者之差 r 如(式 1)所示。

[0131] [数 1]

[0132] $r = x - y$ (式 1)

[0133] 另外,若将实质区域的平均亮度设定为 z ,则肿瘤区域与实质区域的平均亮度之差 e 如(式 2)所示。

[0134] [数 2]

[0135] $e = x - z$ (式 2)

[0136] 图 5 为表示针对肝肿瘤的典型例的特征量 e 以及 r 的值的例子图。在图 5 中, e 值为正时,表示与周围所对应的回波相比肿瘤所对应的回波为高回波; e 值为负时,表示与周围所对应的回波相比肿瘤所对应的回波为低回波。 r 值为正时表示环模式,为负时表示中央模式。

[0137] 如图 5 中的(a)所示,对肝细胞癌而言,在血管相呈相同模式(正确来说为篮形模式)而在后血管相则呈低回波这一观察结果为其特征,因此血管相的 r 值处于 0 附近,后血管相的 e 值为负。

[0138] 如图 5 中的(b)所示,对转移性肝癌而言,在血管相呈环模式而在后血管相呈低回波这一观察结果为其特征,因此血管相的 r 值为正,后血管相的 e 值为负。

[0139] 如图 5 中的(c)所示,对肝血管瘤而言,在血管相从环模式变化为相同模式而在后血管相呈低回波这一观察结果为其特征,因此血管相的 r 值由正向 0 变化,后血管相的 e 值为负。

[0140] 如图 5 的(d)所示,对 FNH (肝局灶性结节增生)而言,在血管相从中心向外侧扩展的车轴状模式以及在后血管相呈等回波这一观察结果为其特征。因此,血管相的 r 值从负向 0 变化,后血管相的 e 值位于 0 附近。

[0141] 如此,通过利用 e 值和 r 值,能够跟踪肝肿瘤的特征性的观察结果。

[0142] [步骤 S205]

[0143] 接着,接受操作人员的操作。若操作人员输入表示结束操作的指示,则执行步骤 S206。

[0144] [步骤 S206]

[0145] 接着,类别判定部 107 基于保存于数据存储部 104 的学习数据以及从血管相到后血管相的特征量进行肿瘤类别判定。

[0146] 类别判定利用事前决定的规定的关注区间的特征量。

[0147] 图 6 为用于说明实施方式 1 所涉及的基于特征量的肿瘤类别判定的图。T1 ~ T3 为用于类别判定的关注区间。 $e_1 \sim e_3$ 值、 $r_1 \sim r_3$ 值为属于各关注区间的 e 值和 r 值的平均值。在图 6 的例子中,根据 6 个输入参数判定肿瘤类别。在此,说明通过公知的支持向量机(线性)判定的情形。若将类别 i 的学习数据设定为 $w(i)$ 、 $b(i)$,将评价值设定为 $m(i)$,将输入参数设定为 x ,则如(式 3)所示。

[0148] [数 3]

$$[0149] \quad m(i) = \bar{w}(i) \cdot \bar{x} - \bar{b}(i) \quad (\text{式 3})$$

[0150] 在此, $w(i)$ 、 $b(i)$ 为通过支持向量机算出的学习数据,针对每个类别 i 而准备。省略学习方法的细节。关于针对输入数据的肿瘤类别判定,针对全类别算出评价值 $m(i)$ 之后,判定为取最大值的类别。

[0151] 上述为涉及实施方式的造影剂投入后的流程图。

[0152] 另外,在上述的说明中,将实质区域的候选设定为在同样深度接近肿瘤区域的区域,但不限于与此。例如,在同样深度接近肿瘤区域的区域中,存在如膈肌的高回波区域的情况下,也可选择深度不同的区域作为实质区域。

[0153] 另外,算出肿瘤区域与实质区域的亮度差时,也可以肿瘤区域的亮度值并不根据肿瘤整体算出,例如根据在环模式的特征量提取中利用的肿瘤中央区域算出。

[0154] 另外,在特征量的提取中,利用各区域的平均亮度,但也可为其他的与亮度有关的信息。其他的与亮度有关的信息例如也可为该区域内的规定的位置的点的亮度、该区域的亮度的中央值或者该区域的亮度的众数等。

[0155] 另外,也可在特征量与肿瘤类别的建立关联中根据肿瘤类别变更关注区间。

[0156] 另外,在特征量与肿瘤类别的建立关联中利用了支持矢量机,但不限于此,也可利用其他的机械学习。

[0157] <效果>

[0158] 如上,根据涉及本发明的一形态的超声波诊断装置,能够基于设定于超声波图像上的对象区域(肿瘤区域)并且相应于肿瘤类别表现出显著的特征的两个关注区域的亮度差判定该肿瘤类别。在此,基于两个关注区域的亮度差来判定,因此不易受到超声波探测器的增益的影响等,能够高精度地评价模式的强度。因此,能够算出从被检体取得的超声波图像上的两个关注区域的亮度差,从而确定适合该亮度差的肿瘤类别。因此,能够不依赖于读影人而高精度地进行肝肿瘤的类别判定。

[0159] 另外,能够基于超声波图像上的肿瘤区域与实质区域的亮度差判别该肿瘤类别。在此,设定肿瘤区域与实质区域,因此能够不仅基于肿瘤区域的亮度还基于肿瘤区域与实质区域的亮度之差判别肿瘤类别。因此,能够高精度地进行肝肿瘤的类别判定。

[0160] 另外,能够以椭圆形把握超声波图像上的肿瘤区域,在该椭圆的中心部和周边部上分别设定关注区域,算出这些关注区域的亮度差,从而确定适合该亮度差的肿瘤类别。因此,能够更高精度地进行肝肿瘤的类别判定。

[0161] 另外,能够以圆形把握超声波图像上的肿瘤区域,在该圆形的中心部和周边部上分别设定关注区域,算出这些关注区域的亮度差,从而确定适合该亮度差的肿瘤类别。因此,能够更高精度地进行肝肿瘤的类别判定。

[0162] 另外,通过采用造影剂的染影模式处于特征性的规定的期间(例如,血管相的动脉相以及门静脉相、后血管相)时的关注区域的亮度差,肿瘤类别的判别精度得以提高。因此,能够高精度地进行肝肿瘤的类别判定。

[0163] 另外,能够根据特征量判别肿瘤类别。事先确定的特征量与对象组织的类别的对应的具体例为基于过去的病例的学习数据。

[0164] 另外,采用适合肝肿瘤的类别判定的特征量,因此能够判别肝细胞癌、转移性肝癌、肝血管瘤或者肝局灶性结节增生之类的肝肿瘤的代表性的病例。

[0165] (实施方式的变形例 1)

[0166] 在实施方式 1 的例子中,设定肿瘤区域以及肿瘤中央区域的关注区域之后,算出各自的平均亮度并将二者之差设定为环模式的特征量 r 。可是,肿瘤中央区域与肿瘤区域对应地设定,因此并不能说针对特征量的肿瘤区域的设定位置或者形状的影响较小。于是,说明特征量的提取时减轻这些影响的方法。另外,肿瘤区域以及肿瘤中央区域的形状也可任意形状。肿瘤区域以及肿瘤中央区域的形状例如也可圆形或者椭圆形。下面,说明为圆形的情形。

[0167] <构成>

[0168] 系统构成与实施方式 1 相同,因此省略其说明。

[0169] <动作>

[0170] 图 2C 为涉及本实施方式的特征量提取的动作的流程图。

[0171] 下面为特征量提取部 106 的处理。

[0172] [步骤 S401]

[0173] 首先,确定被设定为关注区域的肿瘤的中心位置 p。

[0174] [步骤 S402]

[0175] 接着,算出从中心位置 p 起半径 d 的同心圆上的平均亮度 a(d)。将该平均亮度 a(d) 称作“径亮度分布 a(d)”。在此,算出范围设定成直到设定为关注区域的肿瘤轮廓为止。

[0176] [步骤 S403]

[0177] 接着,在径亮度分布 a(d) 中,针对外周方向算出正的最大边缘 ep 以及负的最大边缘 en。位置 d 的边缘 e(d) 如(式 4) 所示。

[0178] [数 4]

[0179]
$$e(r) = \sum_i^n a(d+1+i) - \sum_i^n a(d-i) \quad (\text{式 4})$$

[0180] 在此,针对 i,进行 n 样本相加之后并进行相减是为了提高噪声耐受性。例如,n 设定为关注区域尺寸的几个百分点。e(d) 的正的值中的最大值为 ep, e(d) 的负的值中的最小值为 en。

[0181] [步骤 S404、S405 以及 S406]

[0182] 接着,通过绝对值比较正的边缘 ep 以及负的边缘 en,将绝对值大的一方设定为特征量 r。

[0183] 上述为涉及本实施方式的变形例 1 的特征量提取的动作。

[0184] 另外,也可将正的边缘 ep 以及负的边缘 en 中的绝对值大的一方的位置(半径) d 设定为新的特征量,与特征量 r 等一同使用来用于肿瘤的判别。

[0185] 另外,也可将正的边缘 ep 以及负的边缘 en 中的绝对值大的一方的位置(半径) d 设定为边界,将与该边界相比接近肿瘤的中心部的一侧设定为肿瘤中央区域。

[0186] <效果>

[0187] 如上所述,根据涉及本发明的一形态的超声波诊断装置,能够不依赖于肿瘤区域的中心部的位置或形状而基于肿瘤区域的从中心部向周边部(或者从周边部向中心部)的方向上的亮度梯度判定肿瘤的种类。因此,能够高精度地进行肝肿瘤的种类的判定。

[0188] 另外,能够基于肿瘤的从中心部向周边部(或者从周边部向中心部)的方向上的亮度梯度为最大的半径的大小判定肿瘤的种类。因此,能够高精度地进行肝肿瘤的种类的判定。

[0189] 另外,能够将关注区域内的平均亮度之差大的两个区域设定为关注区域。通过采用该两个关心区域,肿瘤的种类的判别精度得以提高。因此,能够高精度地进行肝肿瘤的种类的判定。

[0190] (其他的变形例)

[0191] 另外,基于上述实施方式说明了本发明,但本发明并不限于上述实施方式。如下面的情形也包含于本发明。

[0192] (1) 上述的各装置,具体而言,为由微处理器、ROM、RAM、硬盘单元、显示器单元、键盘、鼠标等构成的计算机系统。所述 RAM 或者硬盘单元存储有计算机程序。通过所述微处理器按照所述计算机程序进行动作,各装置达成其功能。在此,计算机程序是为了达成规定

的功能而组合表示针对计算机的指令的多个命令代码来构成的程序。

[0193] (2)构成上述的各装置的构成要素的一部分或者全部也可由1个系统LSI (Large Scale Integration:大规模集成电路)构成。系统LSI为将多个构成部集成至一个芯片上制造而成的超多功能LSI,具体而言,为含有微处理器、ROM、RAM等构成的计算机系统。所述RAM存储有计算机程序。通过所述微处理器按照所述计算机程序进行动作,系统LSI达成其功能。

[0194] (3)构成上述的各装置的构成要素的一部分或者全部也可由针对各装置可拆卸的IC卡或者单一模块构成。所述IC卡或者所述模块为由微处理器、ROM、RAM等构成的计算机系统。所述IC卡或者所述模块也可含有上述的超多功能LSI。通过微处理器遵照计算机程序地动作,所述IC卡或者所述模块达成其功能。该IC卡或者该模块也可具有防篡改技术。

[0195] (4)本发明也可为上述所示的方法。另外,可为通过计算机实现这些方法的计算机程序,也可为由所述计算机程序组成的数字信号。

[0196] 另外,关于本发明,也可将所述计算机程序或者所述数字信号记录至例如软盘、硬盘、CD-ROM、MO、DVD、DVD-ROM、DVD-RAM、BD(Blu-rayDisc:蓝光光盘)、半导体存储器等的计算机可读的记录介质。另外,也可为记录至这些记录介质的所述数字信号。

[0197] 另外,关于本发明,也可将所述计算机程序或者所述数字信号经电信线路、无线或有线传输线路、以互联网为代表的网络、数据广播等来传播。

[0198] 另外,本发明也可为具有微处理器和存储器的计算机系统,所述存储器存储上述计算机程序,所述微处理器按照所述计算机程序进行动作。

[0199] 另外,也可通过将所述程序或所述数字信号记录至所述记录介质并转送,或者通过将所述程序或所述数字信号经所述网络等转送,从而通过独立的其他的计算机系统来实施。

[0200] (5)也可对上述实施方式以及上述变形例分别进行组合。

[0201] 另外,在上述各实施方式中,各构成要素由专用的硬件构成,也可通过执行适合各构成要素的软件程序来实现。各构成要素也可通过读出记录至硬盘或者半导体存储器等记录介质的软件程序并执行,从而实现CPU或者处理器等的程序执行部。在此,实现上述各实施方式的图像解码装置等的软件为如下的程序。

[0202] 即,该程序为使计算机执行判定被检体内的对象组织的类别的超声波诊断方法,该超声波诊断方法包括形成与造影剂投入后的从所述被检体接收的回波信号对应的超声波图像的图像形成步骤、在所述图像形成步骤中形成的所述超声波图像上的与所述对象组织对应的对象区域内设定作为彼此不同的两个区域的第一关注区域以及第二关注区域的关注区域设定步骤、提取在所述关注区域设定步骤中设定的所述第一关注区域内的亮度与所述第二关注区域内的亮度之差作为特征量的特征量提取步骤、以及基于在所述特征量提取步骤中提取的所述特征量判定所述对象组织的类别的类别判定步骤。

[0203] 以上,基于实施方式说明了本发明的一个或多个形态所涉及的超声波诊断装置,但本发明并不限于该实施方式。只要不脱离本发明的主旨,将本领域技术人员所想到的各种变形施行于本实施方式,或者组合不同实施方式的构成要素来构筑的形态也可包含于本发明的一个或者多个形态的范围内。

[0204] 工业实用性

[0205] 涉及本发明的肿瘤类别判定法以及肿瘤类别判定法在造影超声波的定性诊断上具有实用性。

[0206] 附图标记说明：

[0207] 1 超声波诊断装置 ;60 关注区间 ;61 关注区间的特征量 ;80 规定模式 ;81 输入模式 ;101 超声波探测器 ;102 超声波收发部 ;103 图像形成部 ;104 数据存储部 ;105 关注区域设定部 ;106 特征量提取部 ;107 类别判定部 ;108 显示画面制作部 ;109 输入值取得部 ;110 输入装置 ;111 显示装置 ;G10 显示画面(通常模式) ;G11 超声波图像 ;G12、G23A、G23B、R10 肿瘤的关注区域 ;G13、G24A、G24B、R11 实质的关注区域 ;G20 显示画面(造影模式);G21 造影图像 ;G22 组织图像 ;G25 特征量的推移 ;R12 肿瘤中央的关注区域 ;R30 正的最大边缘 ;R31 负的最大边缘。

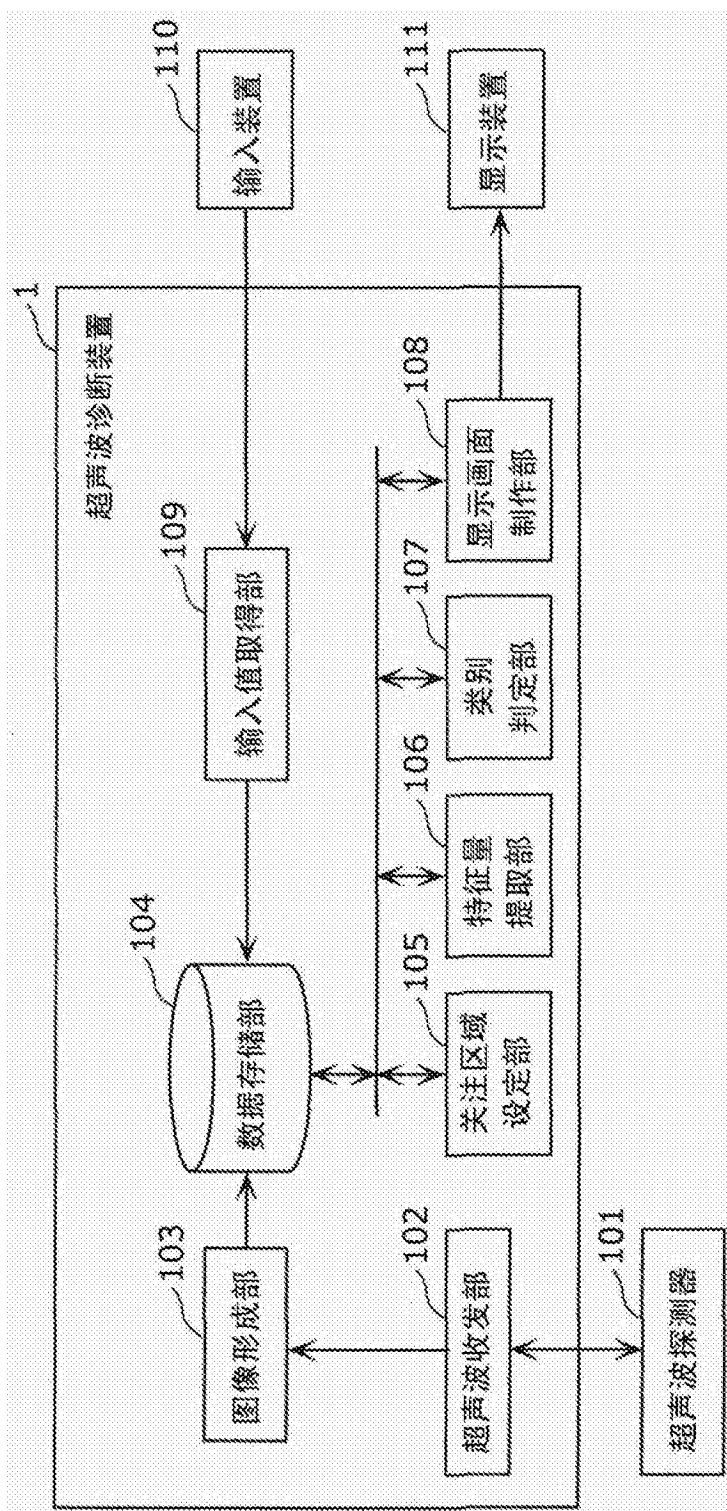


图 1

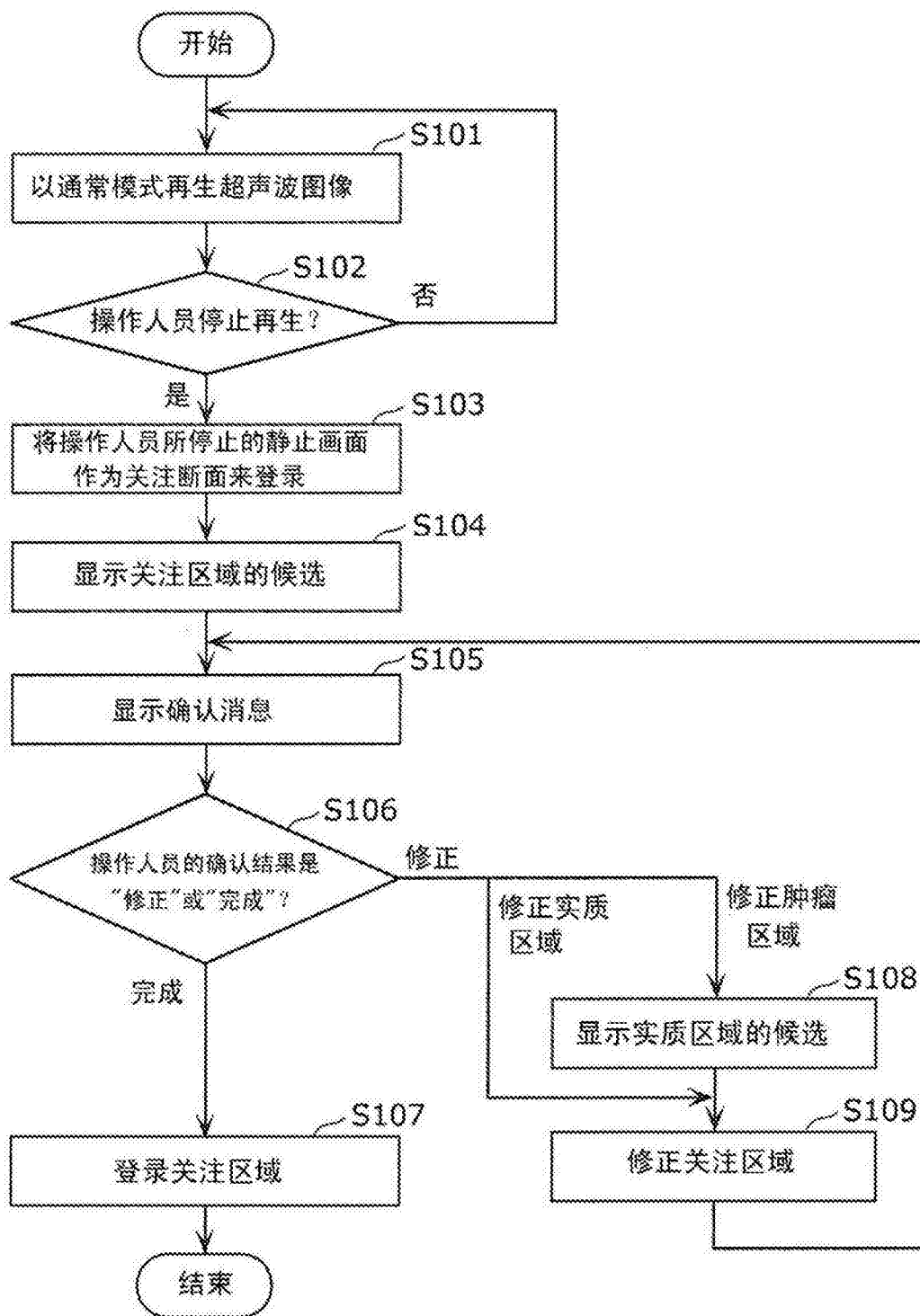


图 2A

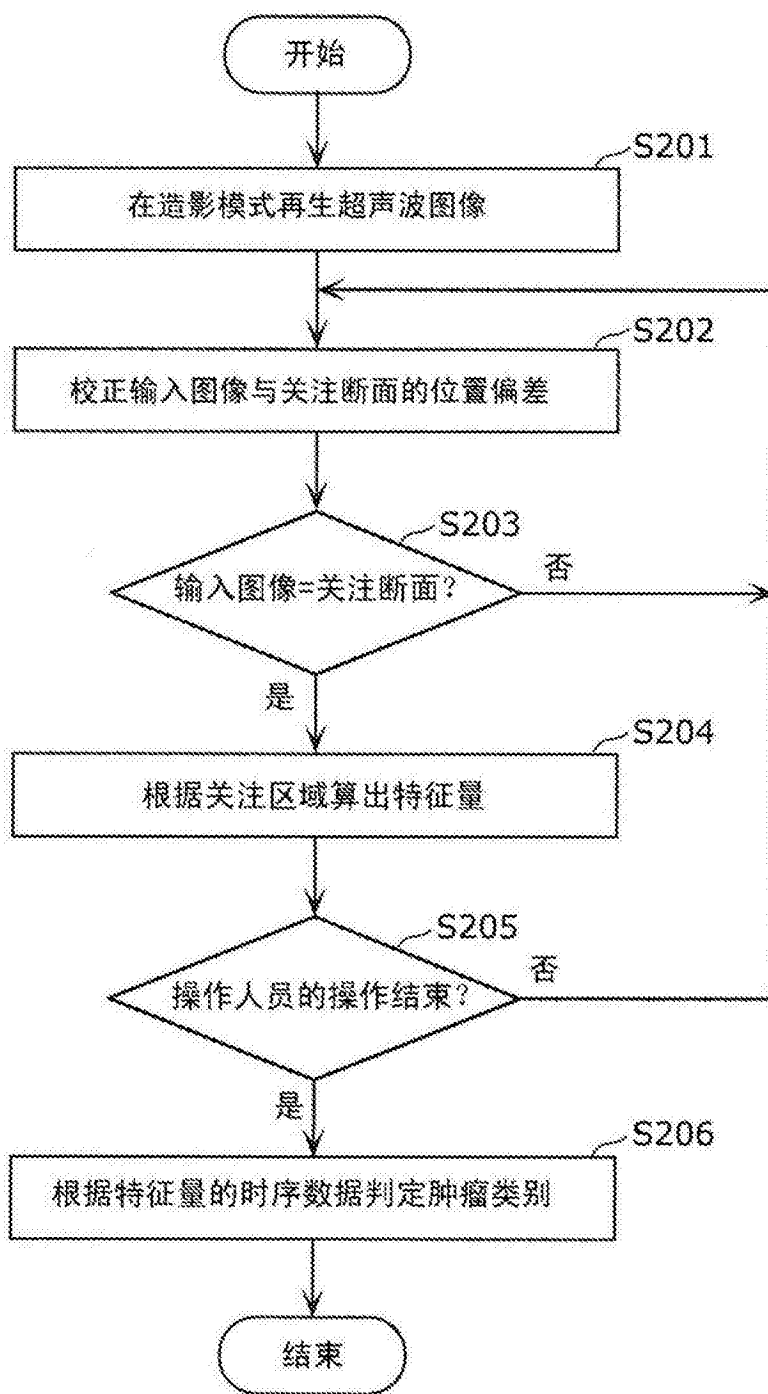


图 2B

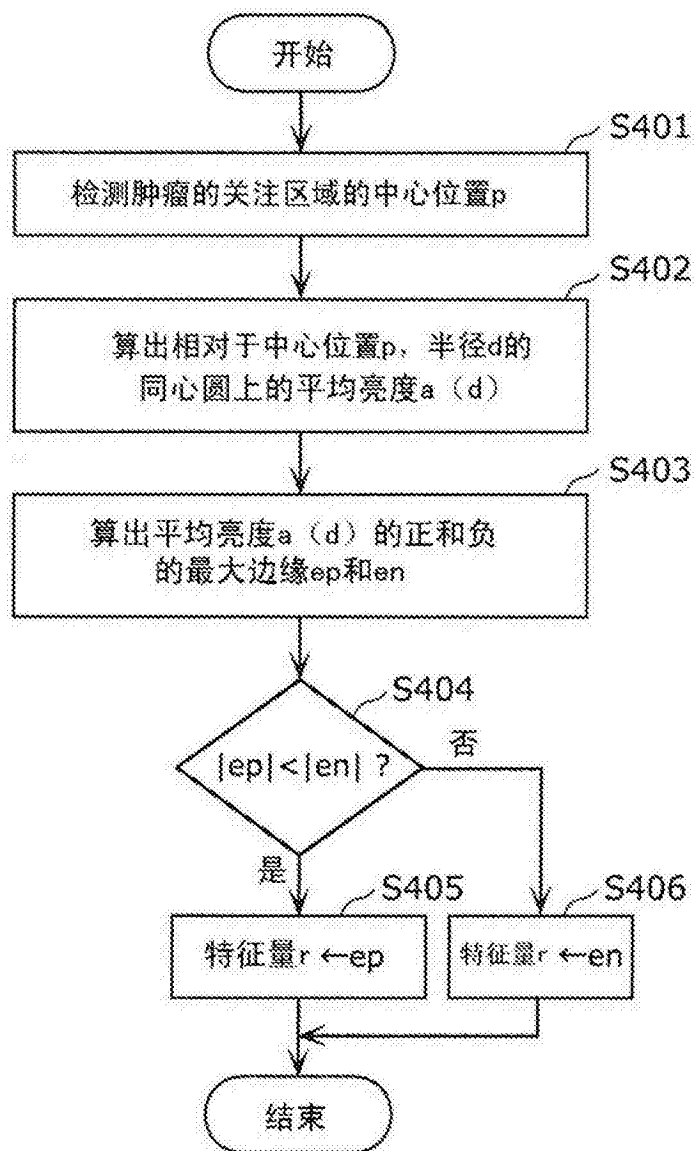


图 2C

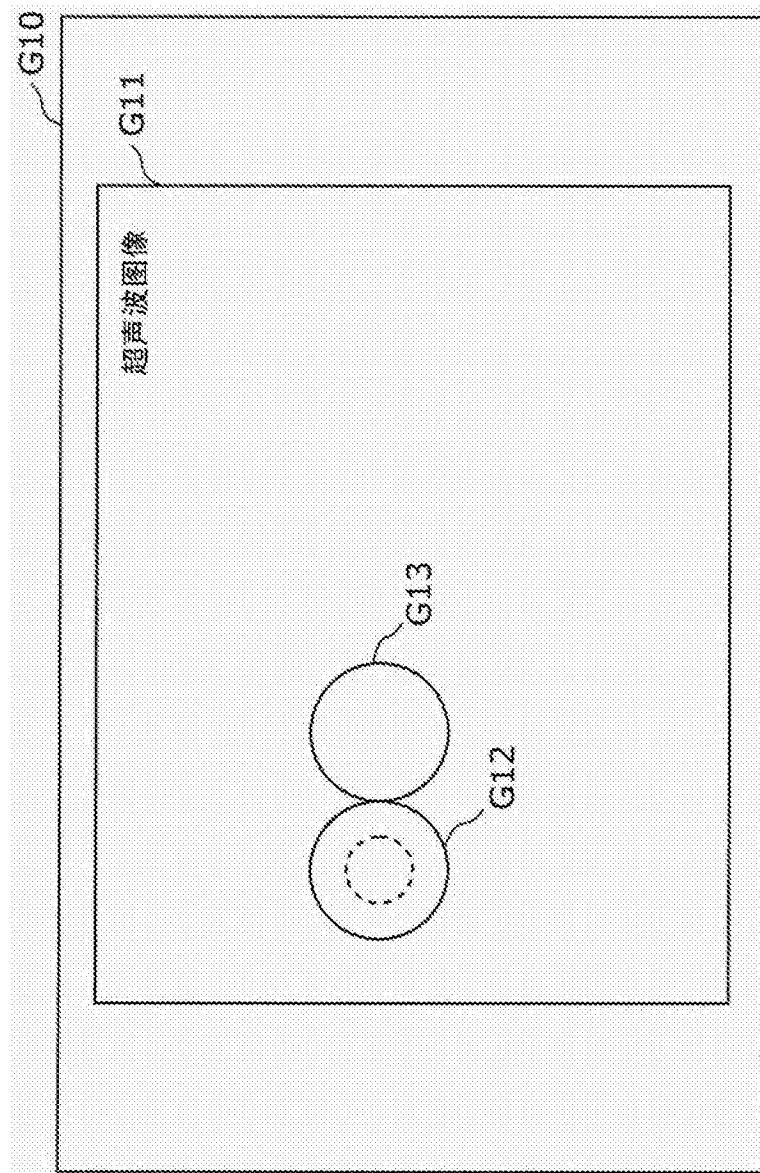


图 3A

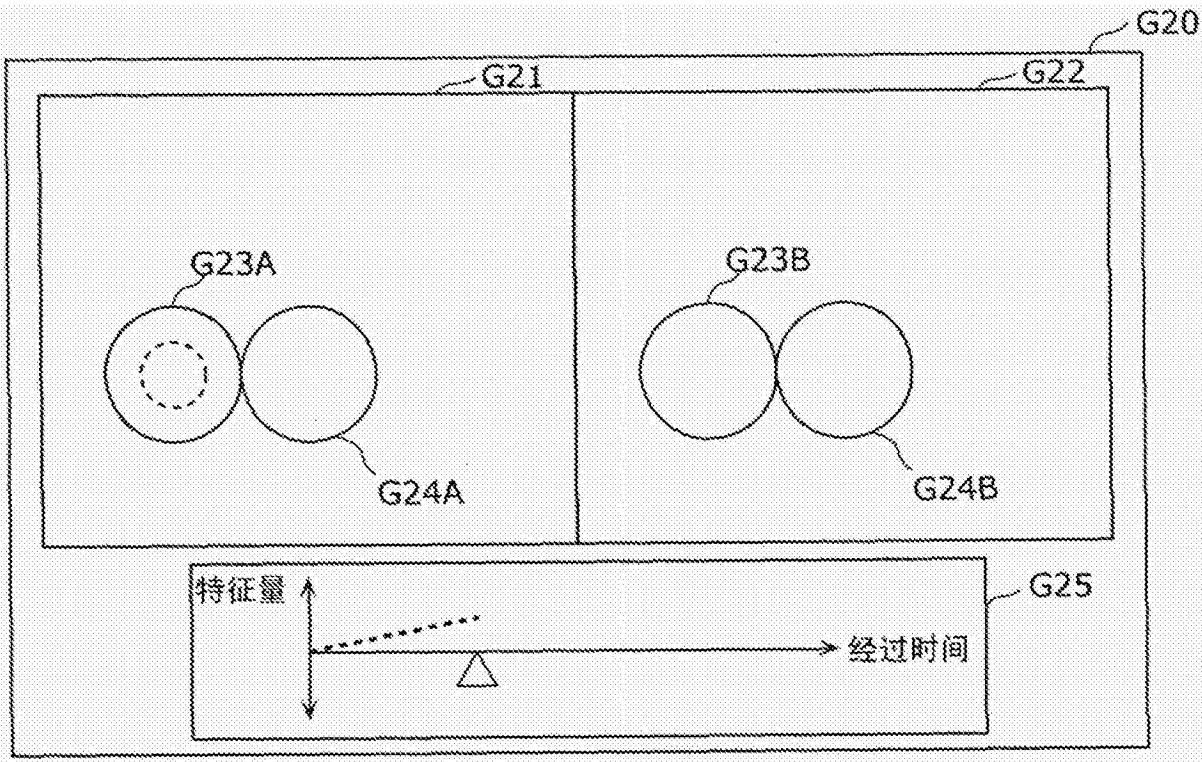


图 3B

类别判定结果		
恶性	肝细胞癌	85%
	转移性肝癌	15%
良性	肝血管瘤	5%
	肝局灶性结节增生	5%

图 3C

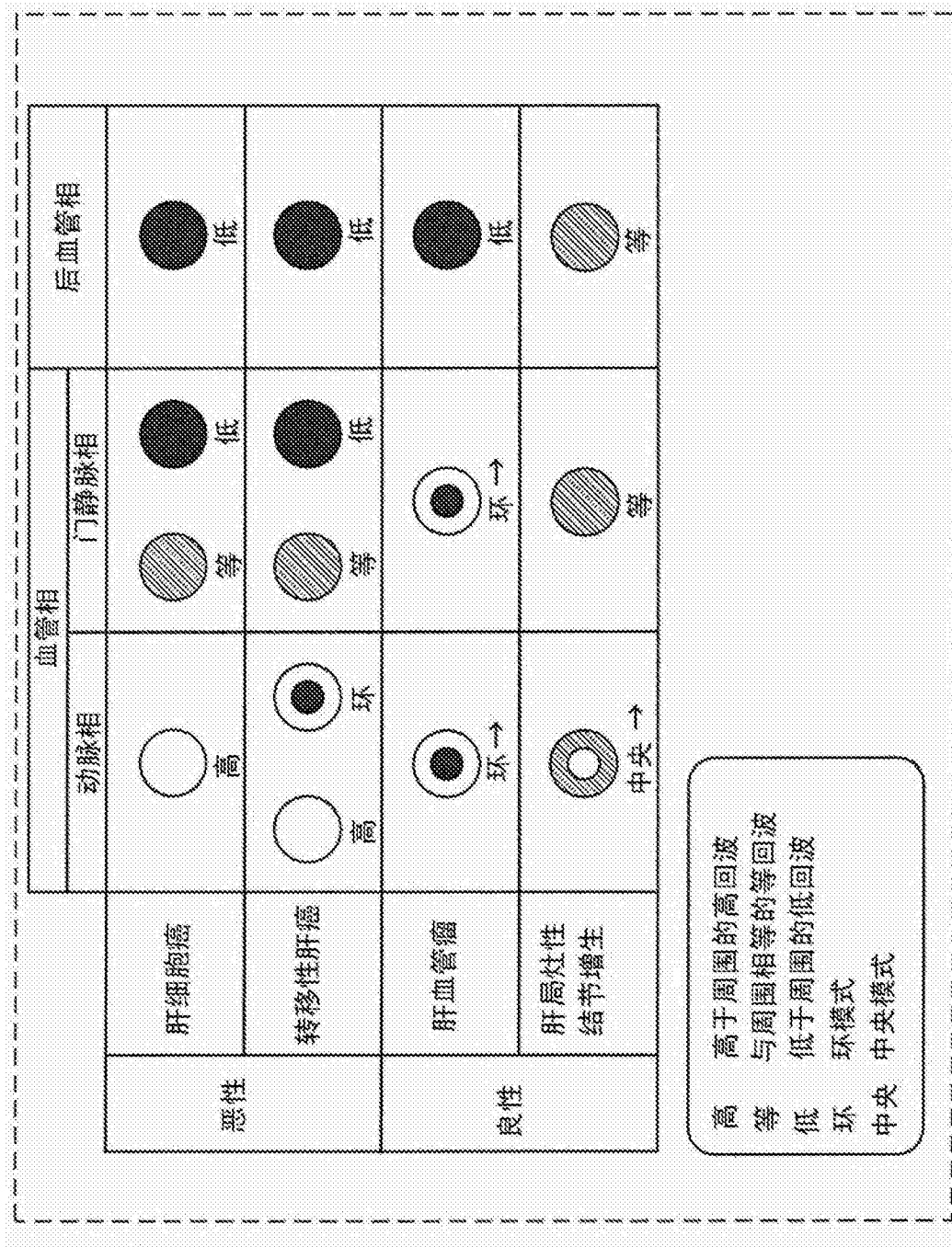


图 4

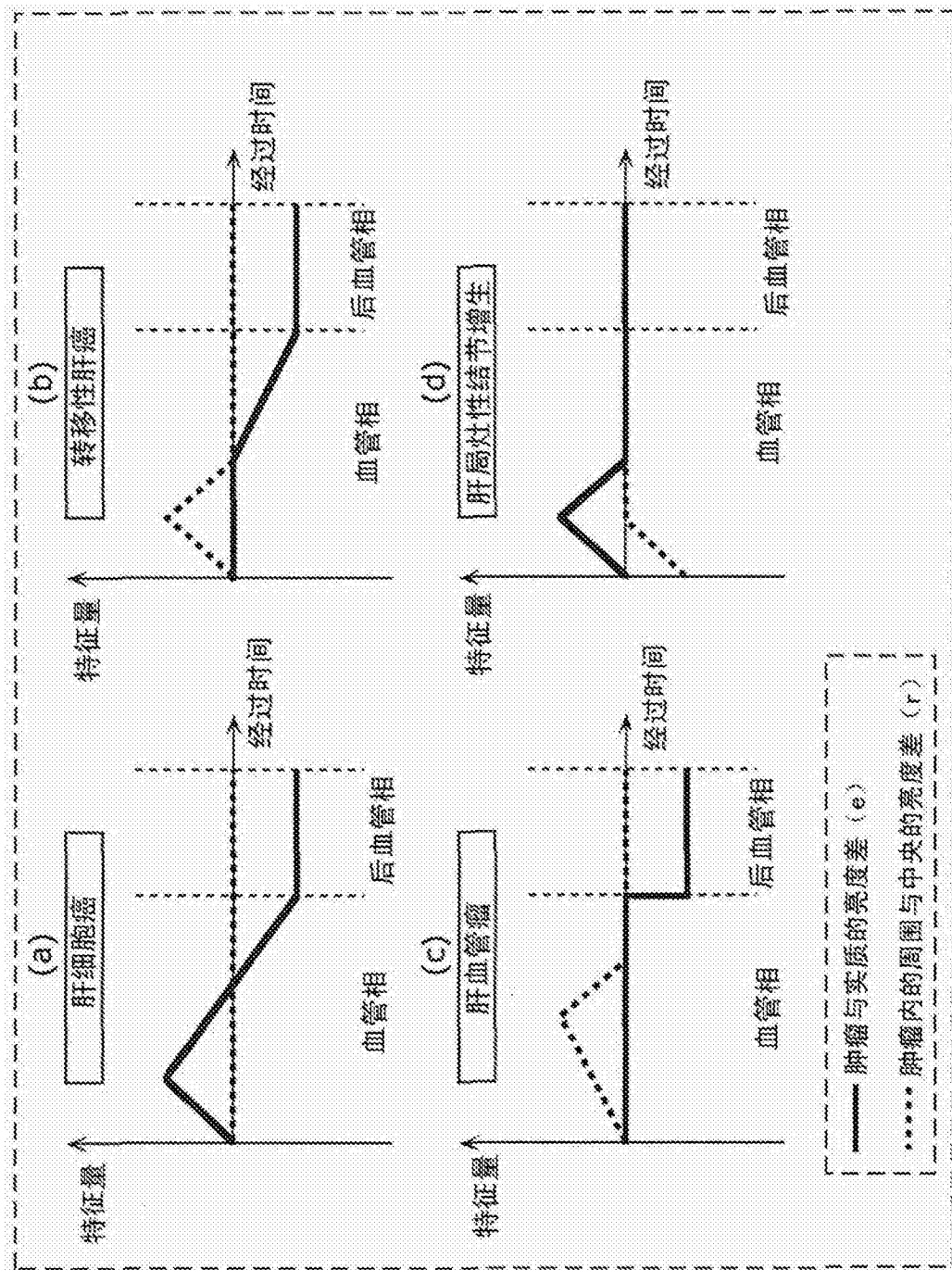


图 5

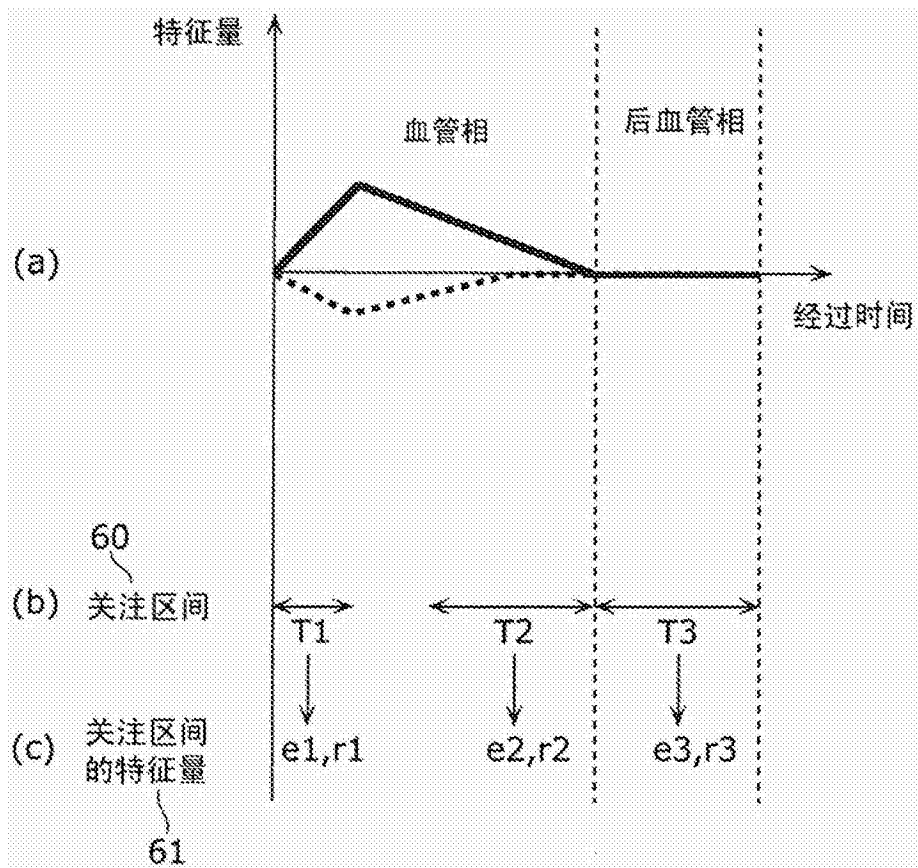


图 6

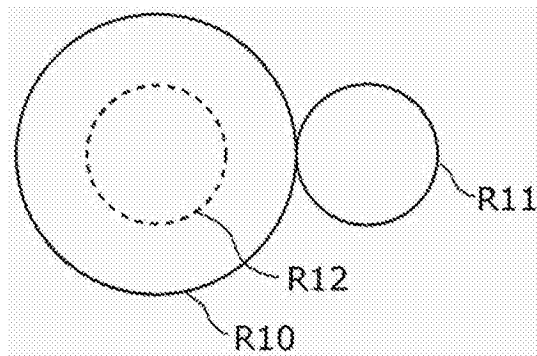


图 7A

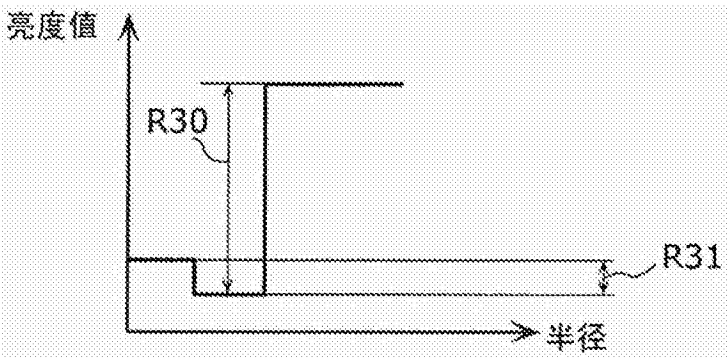


图 7B

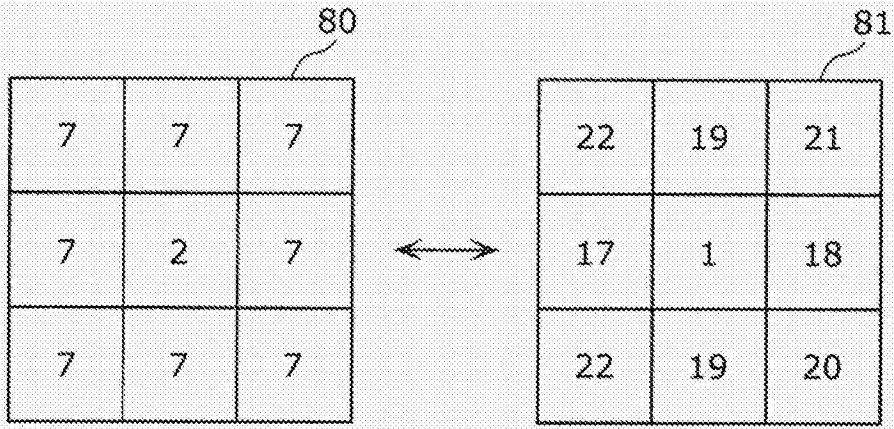


图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断方法		
公开(公告)号	CN103037771B	公开(公告)日	2016-05-04
申请号	CN201280002192.9	申请日	2012-06-05
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	高木一也 近藤敏志		
发明人	高木一也 近藤敏志		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5223 G16H50/30 A61B8/14		
代理人(译)	李芳华		
优先权	2011127505 2011-06-07 JP		
其他公开文献	CN103037771A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种高精度地进行肝肿瘤的类别的判定的超声波诊断装置(1)，该超声波诊断装置(1)包括形成与造影剂投入后的从所述被检体接收的回波信号对应的超声波图像的图像形成部(103)、在图像形成部(103)所形成的超声波图像上的与对象组织对应的对象区域内设定作为彼此不同的两个区域的第一关注区域以及第二关注区域的关注区域设定部(105)、提取关注区域设定部(105)所设定的第一关注区域内的亮度与第二关注区域内的亮度之差作为特征量的特征量提取部(106)、以及基于特征量提取部(106)所提取的特征量判定所述对象组织的类别的类别判定部(107)。

