



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104302232 B

(45)授权公告日 2016.08.31

(21)申请号 201480000970.X

(22)申请日 2014.03.27

(30)优先权数据

2013-077701 2013.04.03 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.09.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/058806 2014.03.27

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/162966 JA 2014.10.09

(73)专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 吉川秀树 浅见玲衣 田原麻梨江

(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 李逸雪

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

JP 特开2012-249852 A, 2012.12.20,

JP 特开2012-249852 A, 2012.12.20,

JP 特表2013-500752 A, 2013.01.10,

JP 特开2007-195662 A, 2007.08.09,

审查员 严文

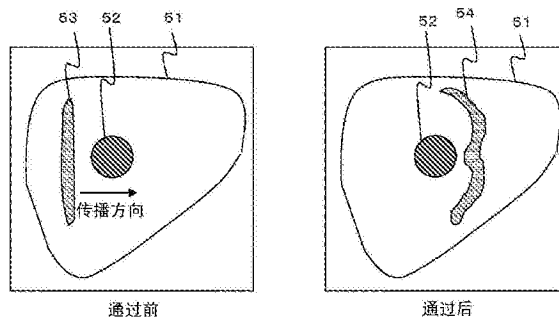
权利要求书2页 说明书11页 附图14页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及弹性评价方法

(57)摘要

本发明提供一种超声波诊断装置,具备减轻了组织结构所引起的误差的弹性评价技术。该超声波诊断装置利用超声波来测量在被检体内传播的剪切波的速度,并对所述被检体的弹性进行评价,该超声波诊断装置针对被检体发送接收第1超声波,并检测被检体的组织结构的位置和大小,来自动地判定除了组织结构之外的测量区域,对测量区域发送第2超声波,来产生剪切波,并针对测量区域发送接收第3超声波,来测量伴随剪切波的传播的位移量,利用该位移量来算出剪切波速度。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
探头,其发送接收超声波;
处理部,其从所述探头针对检查对象发送接收超声波,并对从所述检查对象得到的接收数据进行处理;和
显示部,
所述处理部,
根据从所述探头针对检查对象发送接收超声波而得到的接收数据,对所述检查对象的组织构造进行检测,
基于检测出的所述组织构造来决定测量区域,
基于通过针对所述测量区域发送接收超声波而得到的接收数据来评价所述测量区域的弹性,
所述处理部,制作表示所述组织构造的位置的构造图,并将所述构造图显示于所述显示部,
且在所述测量区域的调整时,基于所述构造图,将所述测量区域限定在避开所述组织构造的位置,或者使所述测量区域移动。
2. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
探头,其发送接收超声波;
处理部,其从所述探头针对检查对象发送接收超声波,并对从所述检查对象得到的接收数据进行处理;和
显示部,
所述处理部,
根据从所述探头针对检查对象发送接收第1超声波而得到的接收数据,对所述检查对象的组织构造进行检测,
基于检测出的所述组织构造,来决定检测剪切波速度的测量区域,
对所述测量区域发送第2超声波来产生剪切波,
根据针对所述测量区域发送接收第3超声波而得到的接收数据,算出剪切波速度,
所述处理部,制作表示所述组织构造的位置的构造图,并将所述构造图显示于所述显示部,且在所述测量区域的调整时,基于所述构造图,将所述测量区域限定在避开所述组织构造的位置,或者使所述测量区域移动。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述处理部具备:
构造检测部,其检测所述组织构造;
测量区域调整部,其调整所述测量区域;和
弹性评价部,其利用在所述测量区域中测量出的所述剪切波速度来评价所述测量区域的弹性。
4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述构造检测部,生成用于判别所述组织构造的位置和大小的构造图,并将所述构造图显示于所述显示部。
5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述处理部,利用逆转图像、对所述组织构造进行了配色的彩色图像或多普勒图像、表示组织弹性/形变的图像中的至少一者作为所述构造图,其中所述逆转图像对基于针对所述检查对象发送接收所述第1超声波而得到的所述接收数据而生成的亮度模式(B)图像的亮度进行了逆转。

6. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述处理部,通过具有配合所述组织构造的形状的掩膜的滤波器处理来制作所述构造图。

7. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述处理部,利用在空间上不同的位置取得的多个所述接收数据、或者在空间上相同的位置在不同时间取得的多个所述接收数据,通过相关运算来算出所述构造图。

8. 根据权利要求1或2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述处理部,通过颜色的差异、颜色的浓淡、颜色的透明度,在视觉上显示所述测量区域的妥当性。

9. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
能够在所述显示部显示选择自动或手动进行所述测量区域的设定的区域设定按钮。

10. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述测量区域调整部,在所述测量区域相对于弹性评价而言不恰当的情况下,作为图像或声音来输出警报信息。

11. 一种弹性评价方法,其特征在于,
根据从发送接收超声波的探头针对检查对象发送接收第1超声波而得到的接收数据,检测所述检查对象的组织构造,
基于检测出的所述组织构造,决定检测剪切波速度的测量区域,
对所述测量区域发送第2超声波,来产生剪切波,
根据针对所述测量区域发送接收第3超声波而得到的接收数据,算出剪切波速度,
基于所述剪切波速度来进行所述检查对象的弹性评价,
制作用于判别所述组织构造的位置和大小的构造图,并显示所述构造图,
在所述测量区域的调整时,基于所述构造图,将所述测量区域限定在避开所述组织构造的位置,或者使所述测量区域移动。

12. 根据权利要求11所述的弹性评价方法,其特征在于,
利用逆转图像、对所述组织构造进行了配色的彩色图像、或者多普勒图像作为所述构造图,其中所述逆转图像对基于针对所述检查对象发送接收所述第1超声波而得到的所述接收数据而制作的B图像的亮度进行了逆转。

13. 根据权利要求11所述的弹性评价方法,其特征在于,
通过具有配合所述组织构造的形状的掩膜的滤波处理来制作所述构造图。

14. 根据权利要求11所述的弹性评价方法,其特征在于,
利用在空间上不同的位置取得的多个所述接收数据、或者在空间上相同的位置在不同时间取得的多个所述接收数据,通过相关运算来算出所述构造图。

超声波诊断装置以及弹性评价方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置。尤其涉及利用了声辐射力的对生物体的弹性进行评价的技术。

背景技术

[0002] 以超声波、MRI(Magnetic Resonance Imaging,磁共振成像)、X射线CT(Computed Tomography,计算机断层摄影)为代表的医疗用的图像显示装置,作为以数值或图像的形式来提示无法目视的生物体内的信息的装置而被广泛利用。其中利用了超声波的图像显示装置与其他装置相比较具备高时间分辨率,且具有能够无模糊地将跳动下的心脏图像化的性能。

[0003] 在生物体内传播的超声波主要区分为纵波和横波,搭载于产品的众多的技术(将组织形态影像化的技术、测量血流速度的技术),主要利用了纵波(声速约1540m/s)的信息。

[0004] 近年来,利用横波(以后,称为剪切波)来评价组织的弹性率的技术受到注目,对乳腺肿瘤、慢性肝疾病的临床应用不断进展。在该技术中,在作为测量对象的组织内部产生剪切波,并根据其传播速度来评价弹性。产生剪切波的方法大致划分为机械方式和辐射压方式。机械方式是利用振动器等向身体表面施加1kHz程度的振动来产生剪切波的方式,需要作为振动源的驱动装置。另一方面,辐射压方式利用使超声波向组织内的局部集中的聚焦超声波来向生物体内施加声辐射压,通过伴随于此的组织位移来产生剪切波。无论哪种方式都是利用超声波来测量伴随所产生的剪切波的传播的组织位移,并评价与组织的硬度相关的信息的技术。

[0005] 作为与这些关联的在先技术文献,例如有涉及利用了声辐射压的弹性评价方法的专利文献1。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:US 8,118,744 B2

发明内容

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 在专利文献1所记载的方法中,利用聚焦超声波在组织内产生辐射力,并在组织内使剪切波传播。然后,在传播方向上设置实施超声波发送接收的多个测量地点,对组织位移的时间变化进行测量。然后,利用位移的测量结果来测量各测量地点处的剪切波的到来时间。然后,利用各测量地点处的到来时间,算出各测量地点间的剪切波的传播时间,并测量速度。

[0011] 但是,在上述专利文献1所记载的方法中,在剪切波的传播路径上存在血管或纤维组织等组织构造的情况下,波面受到衍射或折射的影响而发生散射,波面形状混乱。在利用伴随传播的组织位移量来推定剪切波速度的本方法中,波面的混乱成为使弹性评价的误差

增大的很大的主要原因。

[0012] 本发明的目的在于,提供一种能够减轻组织构造所引起的波面散射的影响,能够实现可靠性高的弹性评价的超声波诊断装置以及方法。

[0013] 解决课题的手段

[0014] 为了达成上述目的,在本发明中,提供一种超声波诊断装置,其具备:发送接收超声波的探头、和从探头针对检查对象发送接收超声波并对从检查对象得到的接收数据进行处理的处理部,处理部根据从探头针对检查对象发送接收第1超声波而得到的接收数据,来检测检查对象的组织构造,并基于检测出的组织构造,来决定检测剪切波速度的测量区域,对测量区域发送第2超声波,来产生剪切波,并根据针对测量区域发送接收第3超声波而得到的接收数据,来算出剪切波速度。

[0015] 此外,为了达成上述目的,在本发明中,提供一种弹性评价方法,其根据从发送接收超声波的探头针对检查对象发送接收第1超声波而得到的接收数据,来检测检查对象的组织构造,并基于检测出的组织构造,来决定检测剪切波速度的测量区域,并对测量区域发送第2超声波,来产生剪切波,根据针对测量区域发送接收第3超声波而得到的接收数据,来算出剪切波速度。

[0016] 发明效果

[0017] 根据本发明,抑制组织构造所引起的波面混乱,实现可靠性高的组织弹性评价。

附图说明

[0018] 图1是表示实施例1的超声波诊断装置的一个构成例的框图。

[0019] 图2是表示实施例1的超声波诊断装置的其他构成例的框图。

[0020] 图3是表示实施例1的处理工序的整体的流程图。

[0021] 图4是表示实施例1的弹性评价部的功能的图。

[0022] 图5是说明实施例1的组织构造所引起的波面混乱的图。

[0023] 图6是表示实施例1的处理方式所涉及的数学式的图。

[0024] 图7是表示实施例1的构造图的一例的图。

[0025] 图8是表示实施例1的构造图的其他例子的图。

[0026] 图9是表示实施例1的构造图的其他例子的图。

[0027] 图10是表示实施例1的构造提取滤波器的一例的图。

[0028] 图11是表示实施例1的组织构造的检测的一例的图。

[0029] 图12是表示实施例1的掩膜的一例的图。

[0030] 图13是表示实施例1的构造图的其他例子的图。

[0031] 图14是表示实施例1的掩膜的其他例子的图。

[0032] 图15是表示实施例1的构造图的其他例子的图。

[0033] 图16是用于说明实施例1的相关运算的一例的图。

[0034] 图17是表示实施例1的测量区域设定的GUI的一例的图。

[0035] 图18是说明实施例1的测量区域的设定的图。

[0036] 图19是说明实施例1的测量区域的调整的图。

[0037] 图20是说明表示实施例1的测量区域的恰当程度的警报功能的图。

具体实施方式

[0038] 以下,按照附图对本发明的实施方式进行说明。另外,在本说明书中,组织的弹性信息是指,形变、剪切波速度、纵波速度、杨氏模量、刚性率、体积弹性率、泊松比、粘性率等组织的全部物性值。此外,将由本发明所涉及的超声波诊断装置来测定剪切波速度的检查对象,即、血管、局部纤维组织、脓胞等的构造物称为组织构造或构造物。

[0039] 【实施例1】

[0040] 实施例1是超声波诊断装置的实施例,该超声波诊断装置具备:发送接收超声波的探头;和从探头针对检查对象发送接收超声波,并对从检查对象得到的接收数据进行处理的处理部,处理部根据从探头针对检查对象发送接收第1超声波而得到的接收数据,对检查对象的组织构造进行检测,并基于检测出的组织构造,来决定检测剪切波速度的测量区域,并对测量区域发送第2超声波,来产生剪切波,根据针对测量区域发送接收第3超声波而得到的接收数据,来算出剪切波速度。

[0041] 此外,实施例1是一种弹性评价方法,是如下弹性评价方法的实施例:根据从发送接收超声波的探头针对检查对象发送接收第1超声波而得到的接收数据,对检查对象的组织构造进行检测,并基于检测出的组织构造,来决定检测剪切波速度的测量区域,并对测量区域发送第2超声波,来产生剪切波,根据针对测量区域发送接收第3超声波而得到的接收数据,来算出剪切波速度。在此,基于检测出的组织构造是指,例如,在除了检测出的组织构造之外的区域中等。

[0042] 关于作为第1实施例的剪切波速度的测量法、以及超声波诊断装置的构成例,利用图1的框图来说明。在本实施例的超声波诊断装置的构成中,上述的处理部如后面详述的那样是控制部15和信号处理部24的总称。

[0043] 首先对在本实施例中利用的RF数据以及图像数据的生成相关的构成进行说明。对于图1所记载的设置在检查对象的身体表面的、发送接收超声波的探头11,从生成超声波信号的发送波束形成器(发送BF)13经由省略了图示的数字模拟(D/A)变换器向探头11发送发送脉冲用的电信号。向探头11输入的电信号由设置于内部的陶瓷元件从电信号变换为声信号,并发送到被检体内。发送由多个陶瓷元件来进行,且对各元件设置规定的时间延迟,使得在被检体内的规定的深度聚焦。

[0044] 在检查对象的内部传播的过程中发生了反射的声信号再次被探头11接收,并与发送时相反地被变换为电信号,经由省略了图示的模拟数字(A/D)变换器,作为接收数据而被送往根据所接收的超声波信号来生成复RF数据的接收波束形成器(接收BF)14。发送接收的切换基于作为处理部的控制部15的控制,由发送接收切换SW12来进行。在接收BF14中,针对由多个元件接收到的信号,进行考虑了在发送时设置的时间延迟的相加处理(相位累加),并进行衰减校正等处理之后,作为复RF数据,被送往作为处理部的信号处理部24的多普勒图像生成部16或者B图像生成部17,该多普勒图像生成部16生成表示血流的速度、方向的多普勒图像,该B图像生成部17根据RF数据来生成表示组织的形态信息的亮度模式(B)图像。

[0045] 信号处理部24所接收的接收数据即RF数据,成为最终显示于显示部20的图像数据中、沿着超声波的发送接收方向的特定的1行的要素数据。通过在构成探头11的陶瓷元件的排列方向上依次切换来实施对检查对象的超声波的发送接收,从而作为成为图像数据的构

成要素的所有接收数据而取得RF数据。

[0046] 所取得的接收数据即RF数据在信号处理部24的B图像生成部17中,被实施增益控制、对数压缩、包络线检波等在普及的超声波诊断装置中普遍使用的图像生成处理,生成表示检查对象的内部的形态信息的B图像。

[0047] 另一方面,在信号处理部24的多普勒图像生成部16中通过相关运算算出血流信息(速度、方向),并生成多普勒图像。另外,关于多普勒图像的生成,虽然超声波的发送接收顺序与B图像的方式不同,但技术内容为普遍公知的内容,因此省略详细说明。B图像以及多普勒图像被存储在影像存储器(cine memory)18中。所生成的B图像、多普勒图像由扫描转换器19进行与探头的种类相应的坐标变换和像素插值,这些图像被显示于显示部20。

[0048] 如图1所示,信号处理部24具备:进一步检测组织构造的构造检测部21;调整测量区域的测量区域调整部22;和利用在测量区域中测量出的剪切波速度来评价测量区域的弹性的弹性评价部23。

[0049] 在信号处理部24的构造检测部21中利用来自接收部14的接收数据,检测对剪切波的散射产生影响的组织构造,并生成强调了组织构造的构造图。即,信号处理部24的构造检测部21制作表示组织构造的位置和大小的构造图。所制作的构造图被显示于显示部20,成为实施手术者对测量剪切波的区域进行指定时的支援信息。

[0050] 另外,在图1所示的超声波诊断装置的构成中,构造检测部21利用RF数据生成了构造图,但如同后面依次说明的那样,也可以如图2的超声波诊断装置的变形构成例所示那样使用保存在影像存储器18中的图像数据。

[0051] 信号处理部24的测量区域调整部22,利用所生成的构造图的信息,自动地判定组织构造的影响少的区域。在测量区域包含组织构造的情况下,从测量区域中判别组织构造的影响少的区域,并对测量组织位移的范围进行限定。

[0052] 信号处理部24的弹性评价部23,在由测量区域调整部22判定出的测量区域进行脉冲波发送和追踪脉冲(track pulse)的发送接收,并对关系到组织弹性的信息进行评价。

[0053] 在图1、2所示的本实施例的超声波诊断装置的构成中,对装置主体内的数据流程、全部处理进行控制的控制部15和信号处理部24,能够由具备中央处理部(Central Processing Unit:CPU)和存储器的通常的计算机构成来实现。即,除了影像存储器18和根据需要由硬件来实现的扫描转换器19之外,能够通过CPU的程序处理来实现。因此,在本说明书中,将控制部15与信号处理部24一起称为处理部。

[0054] 接着,利用图4的功能说明图,对本实施例的构成中的信号处理部24的弹性评价部23的详情进行说明。如上所述,本功能处理能够通过CPU中的程序处理来实现。

[0055] 如该图所示,弹性评价部23具备:第2超声波控制功能25,其确定为了在通过所述测量区域控制而确定的测量区域内产生辐射压的超声波脉冲波的送波条件,即聚焦位置、发送角度、脉冲长度、电压、频率、驱动元件数等送波所需的声参数等;第3超声波控制功能26,其确定为了基于坐标信息来测量组织的位移的超声波脉冲波(追踪脉冲)的送波条件,即聚焦位置、发送角度、波数、电压、频率、发送接收次数、驱动元件数等送波所需的声参数等;位移测量功能27,其利用从超声波发送接收部输出的RF数据来测量组织的位移;速度测量功能28,其利用位移测量功能的结果来测量剪切波速度;和弹性评价功能29,其利用速度

测量功能的结果来评价组织的弹性信息(在此是指,形变、剪切波速度、纵波速度、杨氏模量、刚性率、体积弹性率、泊松比、粘性率等与物质的变形或流动相关的全部物性值)。另外,剪切波的到来时间,可以根据在位移测量功能27中测量出的位移的时间变化,利用最大值、最小值、最大值与最小值的中间值等来算出。

[0056] 在该图中,首先通过第2超声波控制功能25,基于所指定的测量区域的位置坐标来确定推脉冲(push pulse)的送波条件。关于对生物体无影响,且有效地产生剪切波的送波条件,大致F数=1~2(口径的宽度除以焦点深度而得到的值)的聚焦条件较为适合,作为强度以及脉冲长度,强度为0.1~1kW/cm²、脉冲长度为100~1000μs的范围较为适合。

[0057] 在此口径的宽度实际上是所驱动的陶瓷元件的范围,取元件间隔的离散值。而且为了形成理想的焦点区域,在向各元件的施加电压中设置口径权重(变迹)。通过从口径的中心向边上减小权重,从而抑制衍射的影响所引起的焦点区域的混乱。但是,由于口径权重也存在使强度降低的缺点,因此在评价位置为深部且衰减的影响大的情况下,也存在与区域形成相比使强度优先,并减轻口径权重的情况。此外,发送频率设为探头11的灵敏度频带的中心频率附近较为有效。推脉冲的送波条件直接经由控制部15被发送到发送BF13,并从探头11向生物体内照射。

[0058] 接下来,通过第3超声波控制功能26,确定追踪脉冲的送波条件。频率、波数、F数等的声参数与生成图像数据时的条件大致相同。在检查对象为腹部的情况下,利用频率为1~5MHz、波数为1~3波、F数为1~2的条件。

[0059] 通过追踪脉冲的发送而取得的来自生物体的反射信号,经由探头11被送往接收BF14,生成复RF数据。RF数据被输入到位移测量功能27,测量伴随剪切波的传播的组织位移。位移测量功能27通过以脉冲反复周期(Pulse Repetition Time:PRT)的时间间隔而取得的RF数据间的复相关运算来实施。在此情况下,在本实施例中,作为单位时间内的位移而算出粒子速度。虽然也存在以推脉冲的送波前的RF数据为基准来算出位移的绝对值的方式,但粒子速度具有除去伴随探头的抖动或生物体组织的自然活动的低频分量,且高灵敏度地测量剪切波的效果。

[0060] 对所取得的所有的RF信号进行位移测量功能27中的运算,并基于算出的位移信息,通过速度测量功能28来测量剪切波的速度。

[0061] 最后通过弹性评价功能29,基于测量出的剪切波的速度,来评价组织的弹性信息(在此是指,形变、剪切波速度、纵波速度、杨氏模量、刚性率、体积弹性率、泊松比、粘性率等组织的全部物性值)。

[0062] 接着,基于图3的流程图,说明在本实施例的装置的信号处理部24的构造检测部21和测量区域调整部22中,从构造图的生成到测量区域的自动控制为止的详细内容。

[0063] 在该图中,工序31通过第1超声波(脉冲信号)的发送接收来取得B像,实施手术者进行适合检查对象的整体像的观察和弹性评价测量的摄像面的搜索,该摄像面为例如不包含1cm程度的大血管等给测量明显造成影响的组织构造的面。

[0064] 在工序32中检测成为使剪切波的波面形状混乱的原因的组织构造。

[0065] 图5示意性地表示通过组织构造的前后的波面。如该图的左侧所示,在检查对象51的内部存在组织构造52,剪切波53向着该组织构造52前进。如该图的右侧所示,通过了组织构造52之后的剪切波54由于衍射或折射的作用而波面形状发生了变化。

[0066] 在算出剪切波的速度时,利用波面到达在空间上设置的测量点的时间。即,在波面形状混乱的情况下,到达的时间根据波面的场所而改变,强烈地影响到速度测量的误差。关于在组织构造检测工序32中作为检测的对象的组织构造,在剪切波的特性方面,波不通过的血管成为主要对象,但此外局部的纤维组织或脓胞也包含在对象中。在此为了简便,作为组织构造以血管为例继续说明。

[0067] 以下,对组织构造的检测的第1~第4方法和结果得到的构造图进行说明。第1方法是利用人的视觉效应的方法,利用将B图像的亮度(在灰色标度中为白黑的浓淡)逆转而得到的逆转图像作为构造图,其中该B图像基于针对检查对象发送接收第1超声波而得到的接收数据,由B图像生成部17生成。在图像数据为8比特(bit)的情况下,通过图6的数学式1的处理构成逆转图像。在数学式1中,R表示图像数据。血管在B像上一般被配色为黑,但在逆转图像上被配色为白。白与黑相比为前进色或者膨胀色,因此在逆转图像上细的血管被强调或放大而能够看见,因此血管的目识别变得容易。

[0068] 图7示出在第1方法中使用的B图像和逆转图像的一例。该图的左侧所示的B图像71中示出了白的检查对象72和黑的血管73。另一方面,该图的右侧所示的逆转图像74中配色发生逆转,检查对象75和血管76分别被配色为黑和白。虽然通过附图难以判断,但在逆转图像74上,与B图像71相比血管被强调而能够看见。该效果,在超声波诊断装置通常被使用的暗室中进一步被强调。

[0069] 此外,在该第1方法中,也可以取代逆转图像74,将对组织构造进行了配色的彩色图像作为构造图来使用。图8是将该图左侧的B图像81变更为该图右侧的彩色图像84的图,在B图像81中示出了白的检查对象82和黑的血管83,但例如通过将血管86配色为作为膨胀色的红、将检查对象85配色为作为缩小色的蓝,能够提高血管的目识别性。

[0070] 以上说明的组织构造检测的第1方法,由于利用存储在影像存储器18中的由B图像生成部17生成的B图像即扫描转换前或后的信号,因此装置构成利用之前说明了的图2所对应的构成。

[0071] 组织构造检测的第2方法,利用由多普勒图像生成部16生成的多普勒图像作为构造图。虽然在检测血管方面是最直接的途径,但存在对低速血流的灵敏度低、图像的取得需要时间的问题。时间的问题很重要,若在构造图的显示中花费时间,则有可能在设定测量区域的阶段已经移动到别的摄像面,无法达到避开血管来设定测量区域的目的。在通过摄像技术的进展来解决所述问题的情况下,作为构造图而有用性提高。即,将图9的左侧的B图像91变更为该图右侧的多普勒图像94,与血管93相对于检查对象92的目识别性相比,能够提高血管96相对于检查对象95的目识别性。

[0072] 该第2方法由于利用从多普勒图像生成部16输出,且存储在影像存储器18中的多普勒图像,因此装置构成与第1方法相同,成为与图2对应的构成。

[0073] 此外,在超声波诊断装置中具备许多表示组织构造的显示形态,利用该显示作为构造图的方式也包含在本实施方式中。例如从外部对组织施加压力,对作为其响应的形变进行测量并进行彩色图显示的功能(弹性成像)也被广泛熟知。这样,仅对与组织弹性关联的显示图像、非线性信号进行提取而得到的高次谐波图像也是在评价作为组织的均质性方面有用的信息,成为对测量区域的自动选定有用的构造图。

[0074] 组织构造检测的第3方法利用滤波器处理。该方法,通过具有配合组织构造的形状

的掩膜的滤波器处理来制作构造图。

[0075] 图10是用于说明该滤波器处理的图。图10上段的(a)表示B图像101、图10中段的(b)表示上段的(a)的A所示的线的亮度分布102、图10下段的(c)表示在滤波器处理中利用的掩膜103。

[0076] 该掩膜103具有将中心的1个像素和与其相距等距离(图10中为D)的像素设为1,将其他的像素值设为0的环状的形状。作为本滤波器的特性,如图10中段的(b)所示,在掩膜103的中心像素探测亮度分布102的峰值,在环状地配置于其周围的像素(环像素)探测亮度分布102的形状。在亮度分布102不是圆形的情况、或具有比D更宽的半幅值的情况下,在中心像素和环像素所探测的亮度分布102的亮度值的差异变小。即,为圆形的形状并且具有比D更窄的半幅值的组织构造,在中心像素和环像素所探测的像素的亮度差变大。通过利用该亮度差,构成仅探测了作为具有希望形状的组织构造的组织构造物而得到的构造图。

[0077] 利用图11,对第3方法的具体的处理流程进行说明。在该图中,首先在利用于弹性评价的B图像111上设置关心区域(Region of Interest:ROI)112,得到提取图像113。按照图6的数学式1使亮度逆转来得到逆转图像114,并将此表示为矩阵R。接下来,准备与掩膜的中心像素相当的第1掩膜115(M1)和与掩膜的环像素相当的第2掩膜116(M2)。两掩膜尺寸设为与逆转图像114相同。

[0078] 按照图6的数学式2以及数学式3,实施逆转图像114与第1掩膜115、逆转图像114与第2掩膜116的分量之间的累计,算出其最大值(I_c 以及 I_n)。接着通过图6的数学式(4)算出 I_c 以及 I_n 的差分值。将该差分值作为所设置的ROI112的代表值。

[0079] 在B图像111的所有像素实施以上的处理,并对所设置的ROI的代表值进行二维绘制,由此形成第3方法的构造图。构造图在半径D的圆形形状的血管具有强的亮度,与直接利用B图像的情况相比能够简易地判定血管位置。

[0080] 上述的说明是特定化为血管检测的内容,但从利用亮度和形态的信息来提取作为特定的组织构造的组织构造物这一意义上来说,还能够应用于肿瘤、纤维化、石灰化的检测。另外,肿瘤、纤维化、石灰化,与血管相反地在图像上成为高亮度,因此在图11所示的处理流程中,不需要使亮度逆转的逆转处理。

[0081] 在图12左侧,表示扩大了掩膜的中心像素的形态121。在此情况下,对亮度分布的峰值的位置具有冗余性,能够更加强调在构造图中描画出的血管。此外,图12右侧是简化了掩膜的形态122,在此情况下实现处理时间的缩短。

[0082] 图13表示实施了第3方法的滤波器处理的结果的一例。在B图像131中示意性地表示了检查对象132和其构造物133、134。在设置了与构造物133对应的掩膜的情况下,具有与之不同的形状或大小的构造、例如构造物134不被滤波器处理探测到,取得构造图135。

[0083] 另外,掩膜的形状能够任意变更,例如根据图14左侧的掩膜141、或图14右侧所示的掩膜142的形状,能够从图15左侧的B图像151中,如该图右侧的构造图152那样检测出线形状的构造。以上说明的第3方法,还对应于紧随接收B F14之后的RF数据、或扫描转换器19的前后的视频数据中的任意一种数据形式。因此,第3方法的装置构成对应于图1以及图2的两种构成。

[0084] 组织构造检测的第4方法利用相关运算。该方法利用在空间上不同的位置取得的多个所述接收数据、或在空间上相同的位置在不同时间取得的多个接收数据,通过相关运

算来算出构造图。

[0085] 如图16上左侧所示,在检查对象的特定的位置发送接收超声波信号,接下来使位置稍微移动来再次发送接收超声波信号。然后,对取得的各超声波信号,实施图6的数学式5的相关运算。血管内部等亮度低的构造物在空间上的亮度、形状的相关性变低,因此运算结果的相关值变低。

[0086] 作为另一方法,如图16上右侧所示那样改变时间,在同一位置实施两次超声波的发送接收,并进行相关运算的方式也能够得到同样的结果。图6的数学式5所记载的方法利用空间上的相关性,相对于此,图6的数学式6所记载的方法利用时间轴上的相关性。

[0087] 在该第4方法中,通过将强调了相关值低的位置的相关值图与B图像重叠显示,从而形成表示血管位置的构造图。第4方法与第3方法同样地对应于RF数据以及视频数据这两者的数据形式。因此,装置构成对应于图1以及图2。关于该第4方法,RF数据对信号亮度的灵敏度高,适合构造图的构成。

[0088] 然后,在图3的流程图的工序34中利用在工序33中制作的构造图来决定测量区域的位置。图17表示显示于图1的超声波诊断装置的显示部20等的、B图像和构造图的显示形态的一例。在显示画面171中,并列显示有B图像172和构造图173。通过并列显示,实施手术者能够一边利用B图像172来把握检查对象的整体像,一边利用提取了有关系的构造物而得到的构造图173来设定测量区域的位置。此外,在B图像172上重叠显示进行了半透明化的构造图173的方式的情况下,由于视线移动较少因此是有用的方式的一例。另外,在该图的显示画面171中,设置对实施手术者是手动进行区域设定还是进行自动设定进行选择的区域设定按钮174。

[0089] 另外,所设定的测量区域,能够由实施手术者通过指示器等普遍公知的外部输入功能自由地进行微调。进行了微调的结果是,具有如下功能:在测量区域中包含了本来应避免的构造物的情况下,以测量区域的颜色、闪烁、声音之类的能够从感觉上判断的方式来使实施手术者识别为警报。作为构造图来利用的信息能够由实施手术者自由选择,例如在选择多普勒图像等的血管提取图像和弹性图像的情况下,被自动识别为均质区域的区域,选择没有血管构造且形变分布均质的区域。伴随于此,通过微调而产生的警报例如成为多级。例如在图20中,图示了将血管图像201与形变图像203重叠后的构造图205。在该构造图205中设定测量区域的情况下,区域206设为表示最恰当的粗框、区域207设为表示中间恰当的中粗框线、区域208设为表示不恰当的细框,来在画面上显示使实施手术者识别针对弹性评价的恰当程度的图像。这种画面显示、声音之类的警报功能,例如通过测量区域调整部22来实现,在不显示构造图、或者进行不重叠的并联显示时尤其有效。在使构造图重叠于B像的情况下,有时信息过多,可能存在通过B像进行的整体识别变得困难的情况。在此情况下,需要不显示构造图,或使构造图并列显示,区域设定的恰当程度仅通过警报功能来有效地执行。

[0090] 图18表示通过本实施例的装置来设定测量区域时的形态的一例。如该图所示,将表示脉冲波发送以及发送接收追踪脉冲的范围的测量区域181设置在B图像或构造图上。实施弹性评价的位置,由实施手术者手动进行设置,或者,以避免在构造图上显示的构造物的形式自动地设置。为了表示以避开了构造物的形式设定了该测量区域181、换言之为了表示测量区域的妥当性,可以以颜色的差异、颜色的浓淡、颜色的透明度来在视觉上进行显示。

[0091] 如上所述,在图17的显示画面171上具备区域设定按钮174,成为能够任意地设定是手动还是自动的构造。与实施弹性评价的位置确定同时,测量剪切波的进行测量的测量区域175确定。

[0092] 如图18的(a)所示,使在该测量区域175内不包含构造物的情况下、和如图18的(b)所示包含构造物的情况下分别显示的测量区域181、182的配色、浓度、透明度等变化,由此能够从视觉上识别测量区域的妥当性,实现更佳定位。进而,构造物对剪切波的波面产生的影响,强烈地依赖于所传播的剪切波的波长。因此,在测量区域182中包含构造物的情况下,根据该构造物的大小来使配色等变化的方法,在进行定位方面也成为重要的信息。

[0093] 返回图3的流程图,在工序35中,进行测量区域的调整。通过在信号处理部24中,基于得到的构造图,在避开组织构造的位置限定测量区域或者使测量区域移动,来进行该测量区域的调整。即,是在工序34中的定位时,测量区域包含构造物的情况下的处理工序。第1调整方法是限定测量区域的方法。在图19左侧示出虚线所示的调整前的测量区域191、调整后的测量区域192、构造物193。调整后的测量区域192,限定在除了包含构造物193的传播路径之外的范围内而被设置。结果,虽然测量组织位移的范围变窄,数据数也相应地降低,但能不变预先确定的测量位置地实施测量。

[0094] 第2调整方法是使测量区域移动的方法。在图19右侧,示出了虚线所示的调整前的测量区域191、构造物193、调整前的焦域194、以及调整后的测量区域196、调整后的焦域195。在此焦域是指产生声辐射压的区域。在该第2调整方法中,不改变测量区域的尺寸地使不包含构造物的位置移动。具体来说,算出测量区域的中心位置与构造物的中心位置之间的向量,即距离和方向的信息,并与该向量反方向地移动,由此能够将移动量最小化。在第2调整方法中,由于也使焦域移动,因此向量信息被送往装置主体的控制部15,作为探头11的发送条件的驱动波道数、聚焦深度的控制被实施。

[0095] 接下来,在图3的工序36中进行用于产生声辐射压以及剪切波的第2超声波(脉冲波)的发送,在工序37中实施用于测量伴随剪切波传播的组织位移量的第3超声波发送接收。在工序38中基于剪切波的速度信息,实施检查对象的弹性评价,并在显示部20提示数值(工序39)。

[0096] 以上,通过说明过的各种实施方式,抑制组织构造所引起的波面混乱,实现可靠性高的组织弹性评价。结果,能够期待超声波诊断装置的检查时间的缩短、实施手术者或患者负担的减轻、诊断准确度的提高。

[0097] 另外,本发明不限于上述的实施方式,包含各种各样的变形例。例如,上述的实施方式为了更好地理解本发明而进行了详细说明,但不一定限定于具备说明的所有的构成。此外,能够将某实施方式的构成的一部分置换为其他实施方式的构成,此外,能够在某实施方式的构成中添加其他实施方式的构成。例如,能够利用兼具图1的构成和图2的构成的信号处理部。此外,对于各实施方式的构成的一部分,能够进行其他构成的追加/削除/置换。

[0098] 进而,关于上述的各构成、功能、处理部等,以制作实现它们的一部分或全部的程序的例子为中心进行了说明,但当然也可以通过例如用集成电路进行设计等来由硬件实现它们的一部分或全部,例如扫描转换器等。

[0099] 符号说明

[0100]	11	探头
[0101]	12	发送接收切换SW
[0102]	13	发送BF
[0103]	14	接收BF
[0104]	15	控制部
[0105]	16	多普勒图像生成部
[0106]	17	B图像生成部
[0107]	18	影像存储器
[0108]	19	扫描转换器
[0109]	20	显示部
[0110]	21	构造检测部
[0111]	22	测量区域调整部
[0112]	23	弹性评价部
[0113]	24	信号处理部
[0114]	51,72,82,92,132,161	检查对象
[0115]	52,73,83,93,162,193	构造物
[0116]	53	通过前的剪切波的波面
[0117]	54	通过后的剪切波的波面
[0118]	71,81,91,111,131,151,172	B图像
[0119]	74,114	逆转图像
[0120]	75	逆转图像的检查对象
[0121]	76	逆转图像的构造物
[0122]	84	彩色图像
[0123]	85	彩色图像的检查对象
[0124]	86	彩色图像的构造物
[0125]	94	多普勒图像
[0126]	95	多普勒图像的检查对象
[0127]	96	多普勒图像的构造物
[0128]	112	ROI
[0129]	113	提取图像
[0130]	115	第1掩膜
[0131]	116	第2掩膜
[0132]	133	检测构造物
[0133]	134	非检测对象物
[0134]	135,152	构造图
[0135]	171	显示画面
[0136]	173	构造图
[0137]	174	区域设定按钮
[0138]	175	测量区域

[0139]	181	不包含构造物的测量区域
[0140]	182	包含构造物的测量区域
[0141]	191	调整前的测量区域
[0142]	192	调整后的测量区域
[0143]	194	调整前的焦域
[0144]	195	调整后的焦域
[0145]	196	调整后的测量区域
[0146]	201	血管图像
[0147]	202	血管
[0148]	203	形变图像
[0149]	204	形变均质区域
[0150]	205	包含血管和形变的复合信息的构造图
[0151]	206	最佳的测量区域
[0152]	207	中间恰当的测量区域
[0153]	208	不恰当的测量区域

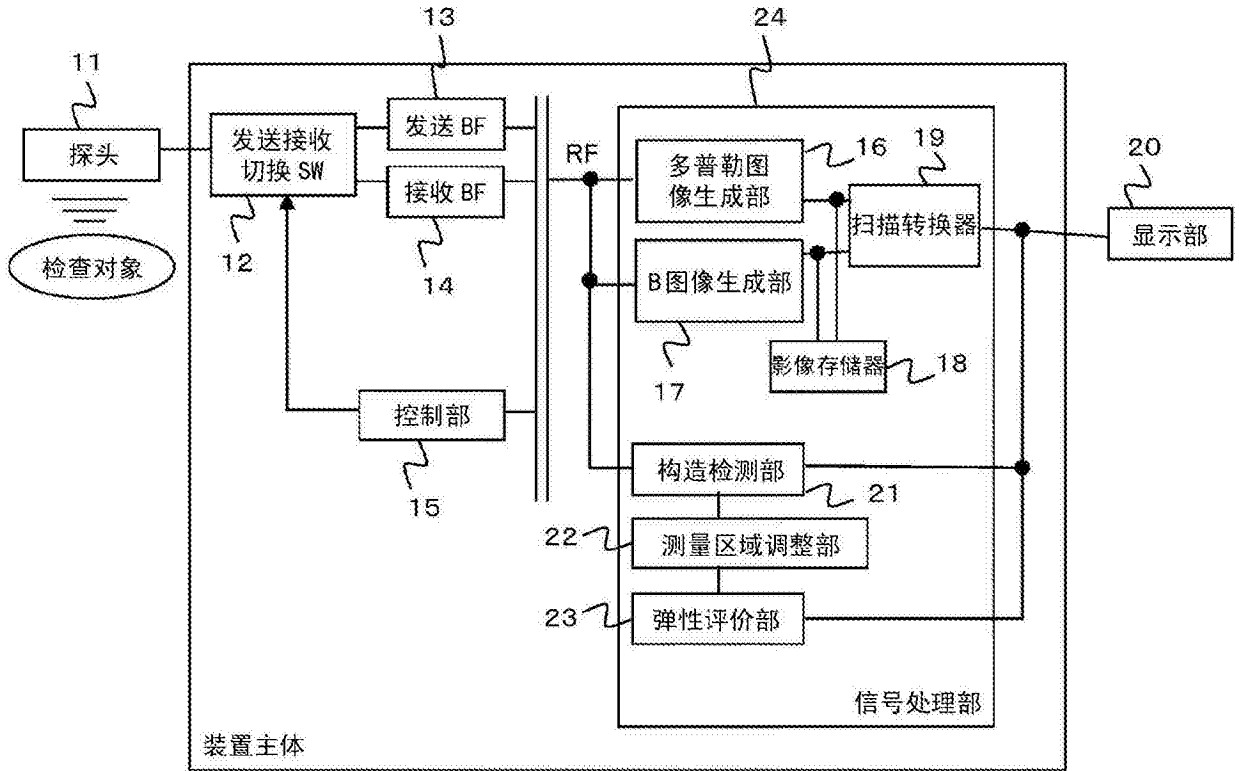


图1

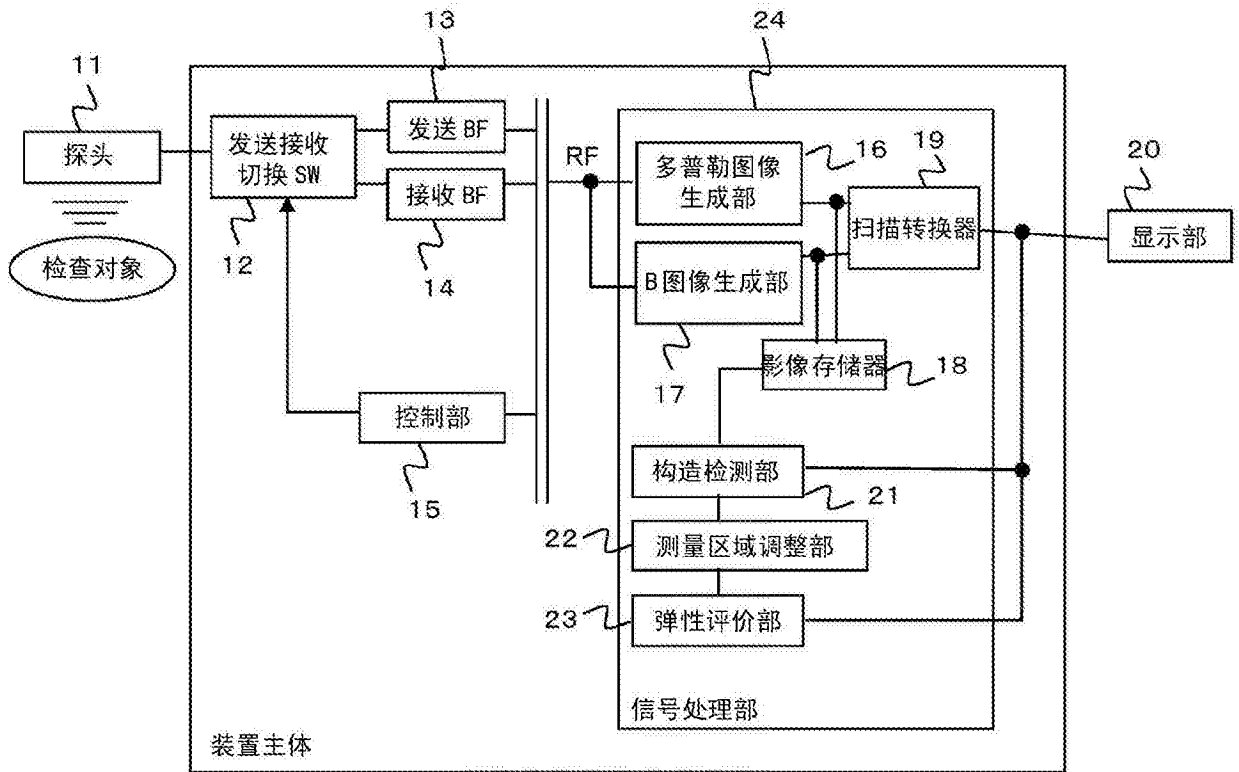


图2

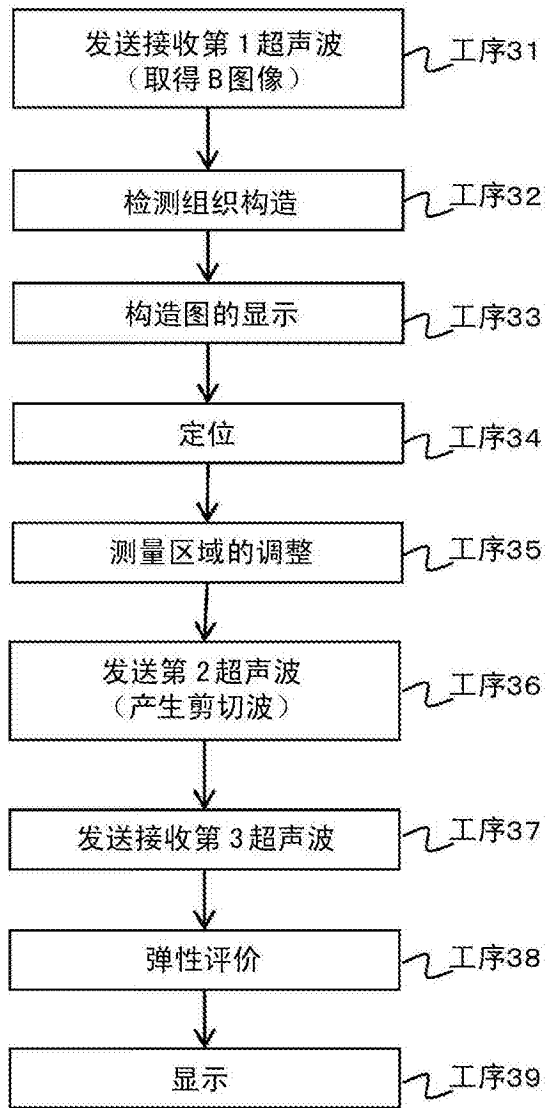


图3

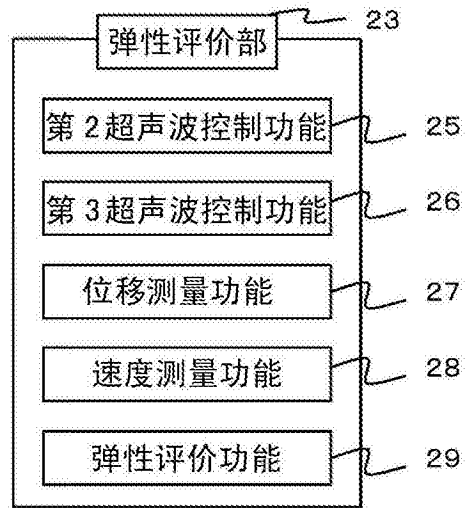


图4

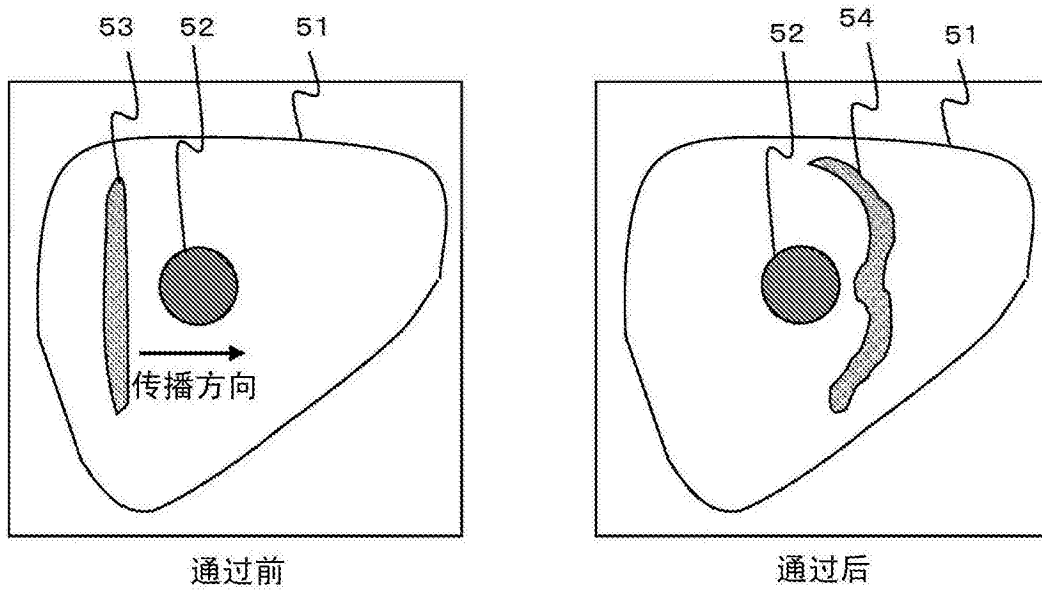


图5

数学式1 $R \rightarrow 255 - R$

数学式2 $I_c = \max[R_{ij} \times M1_{ij}]$ 下标 (i, j) 为矩阵分量

数学式3 $I_n = \max[R_{ij} \times M2_{ij}]$ 下标 (i, j) 为矩阵分量

数学式4 $\Delta I = I_c - I_n$

数学式5 $f(x) \otimes f(x + \Delta x)$

数学式6 $f(t) \otimes f(t + \Delta t)$

图6

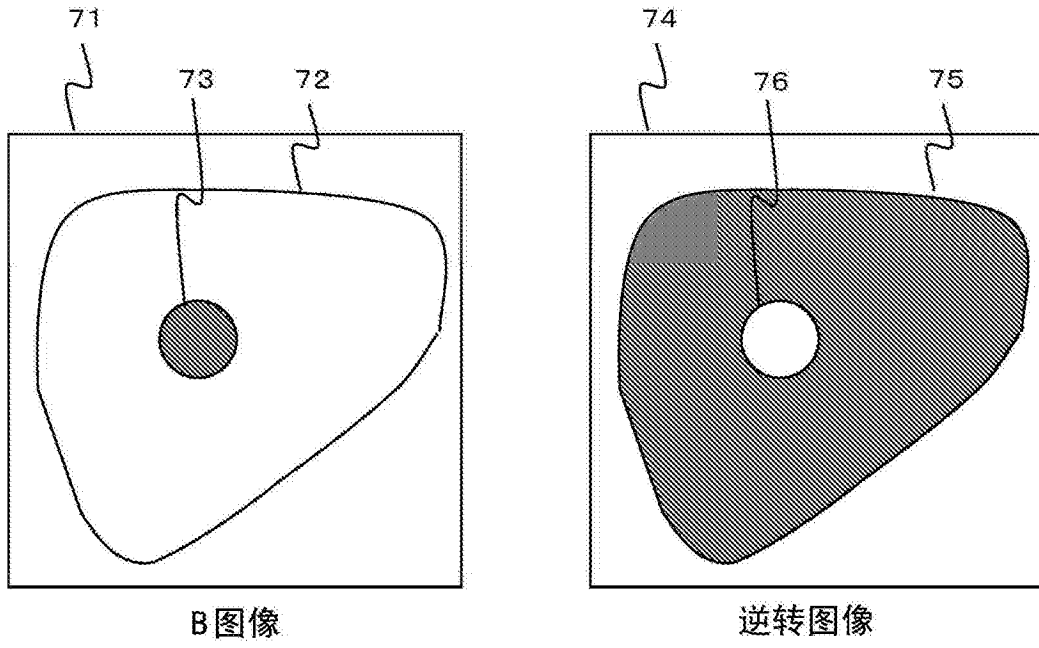


图7

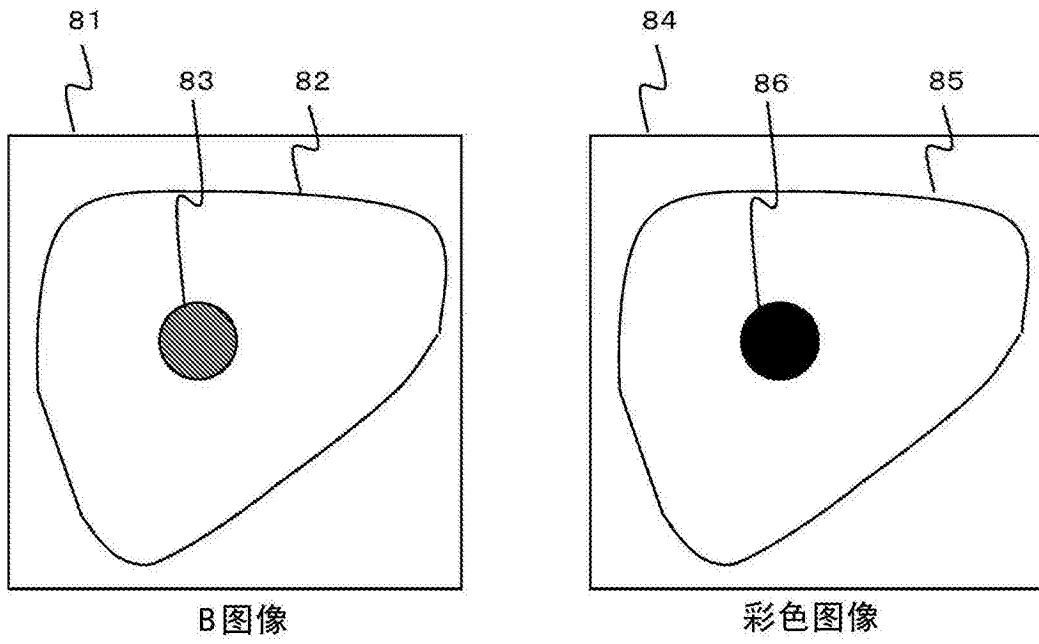


图8

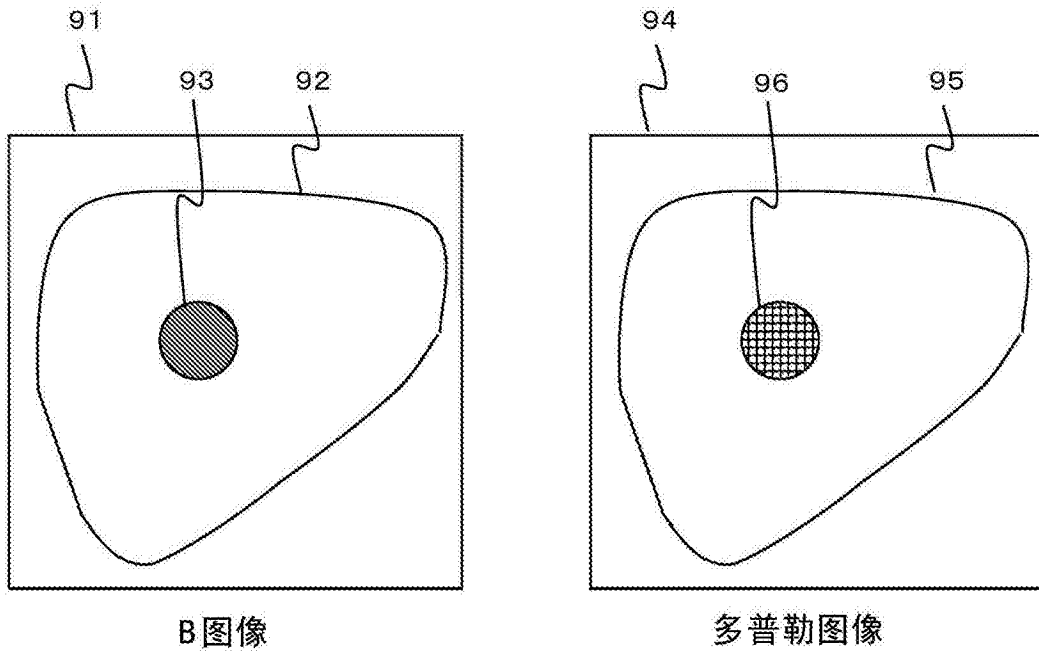


图9

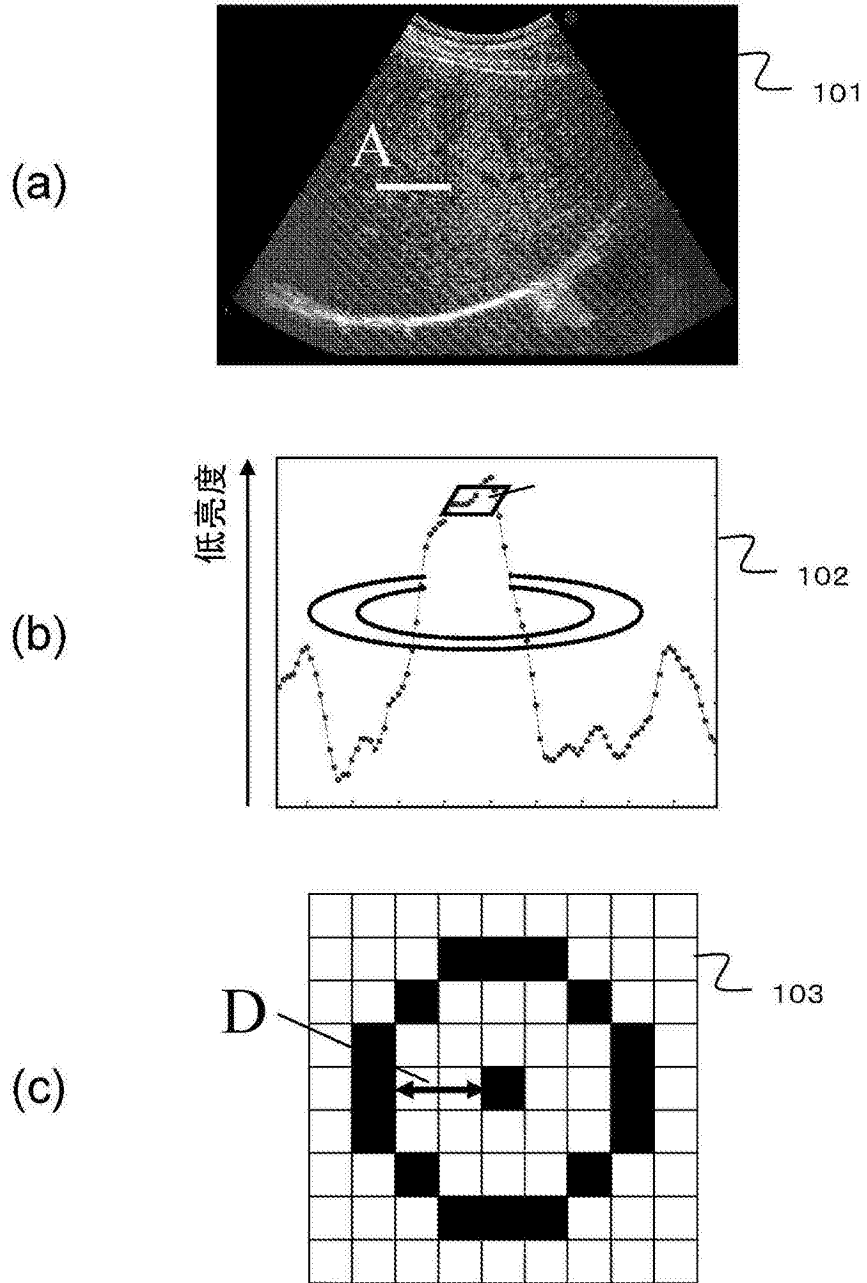


图10

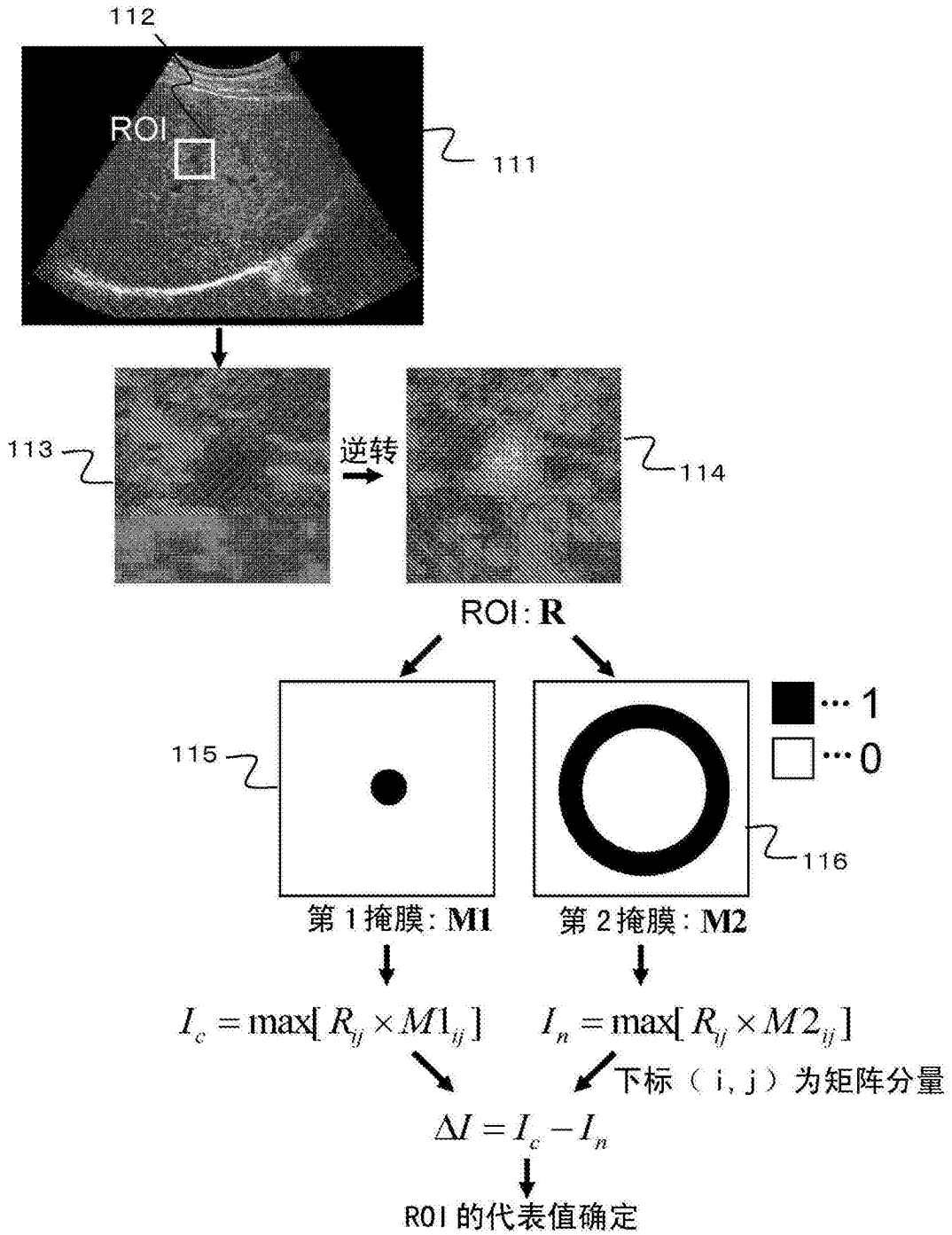


图11

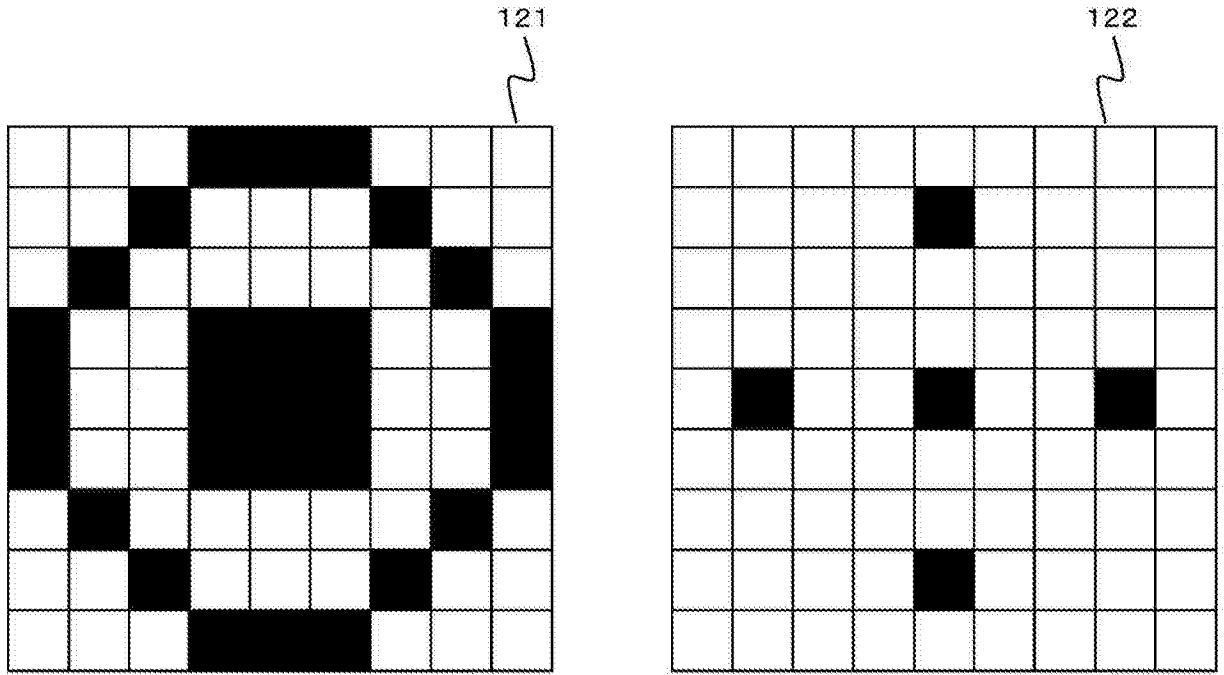


图12

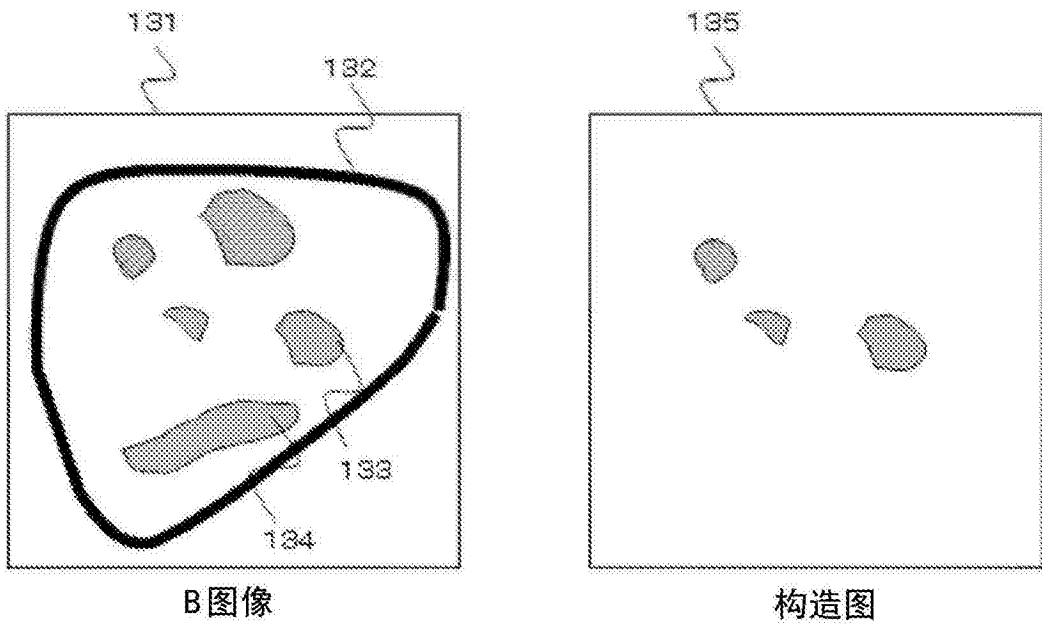


图13

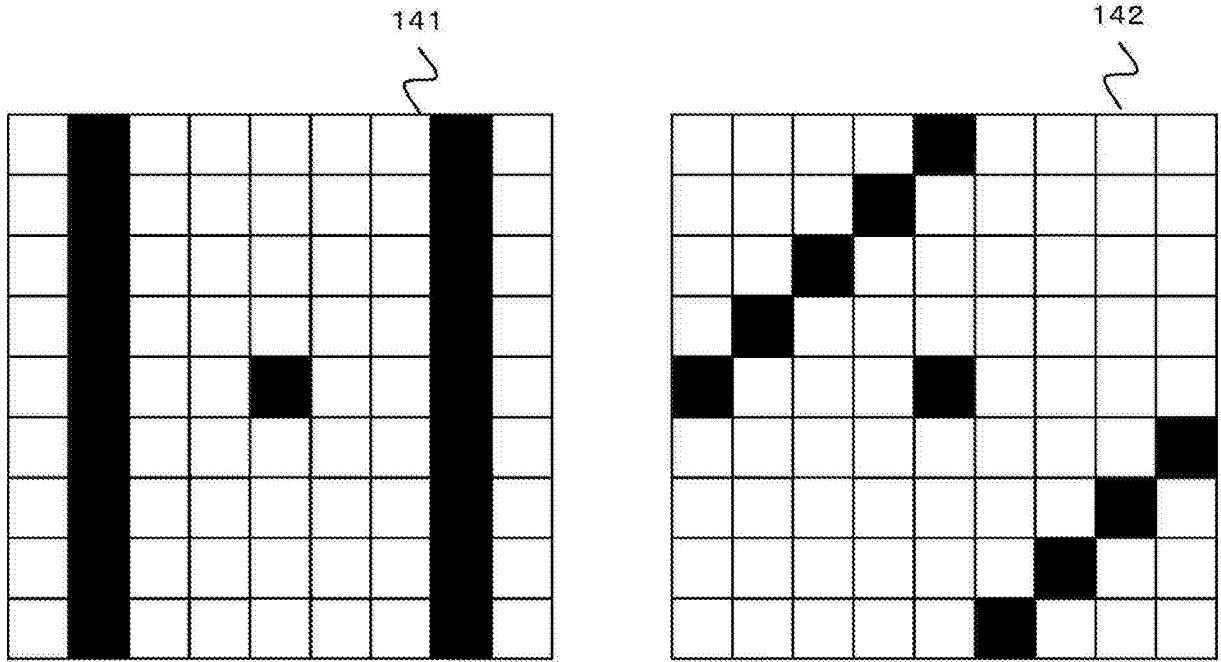
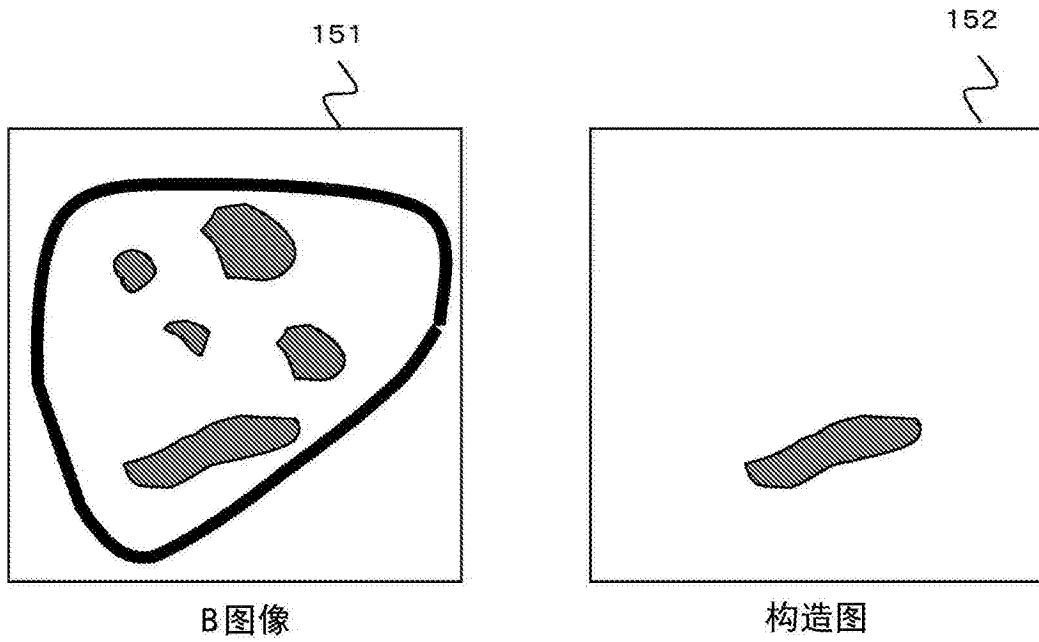


图14



B图像

构造图

图15

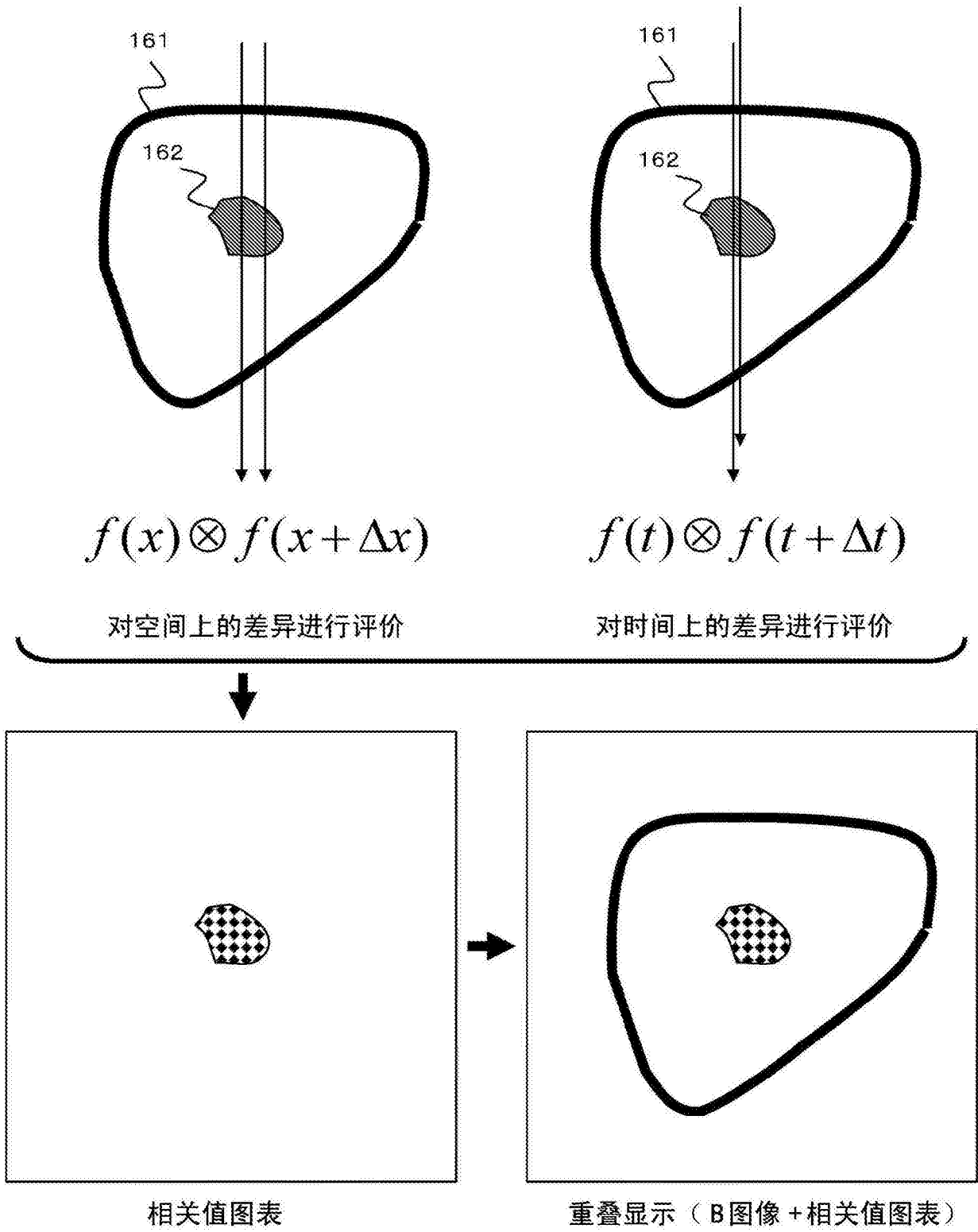


图16

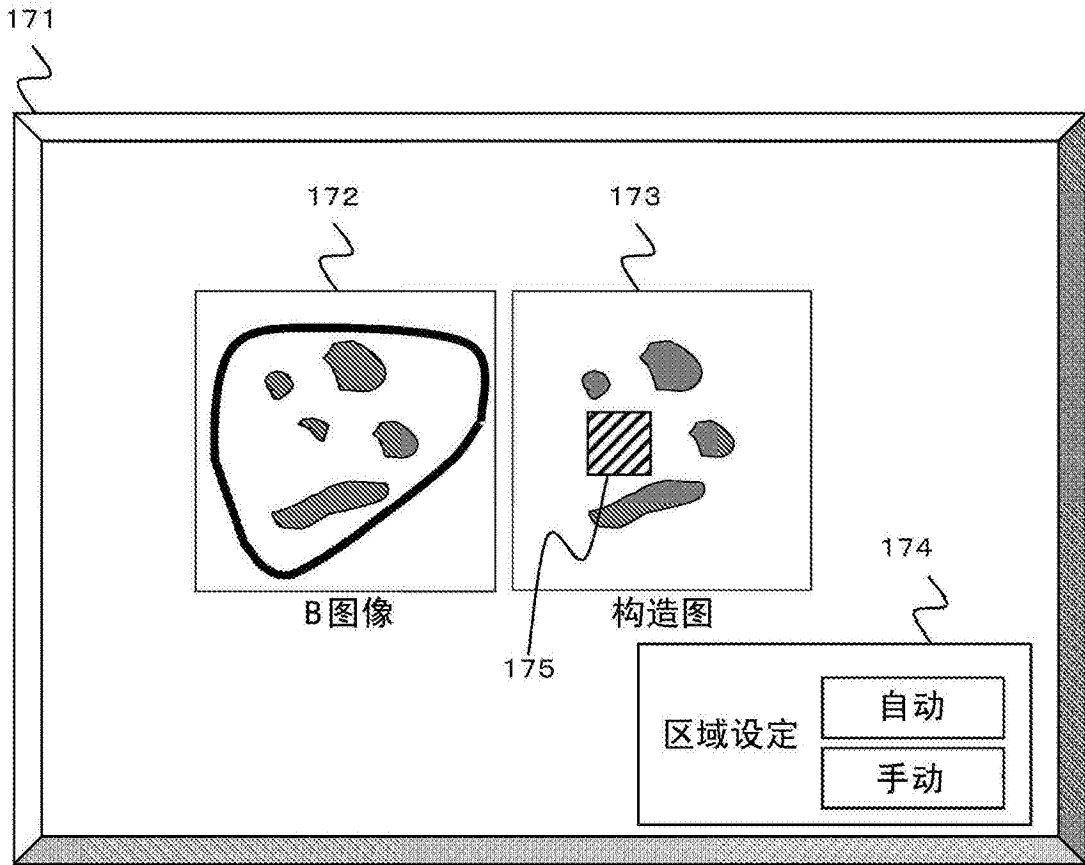


图17

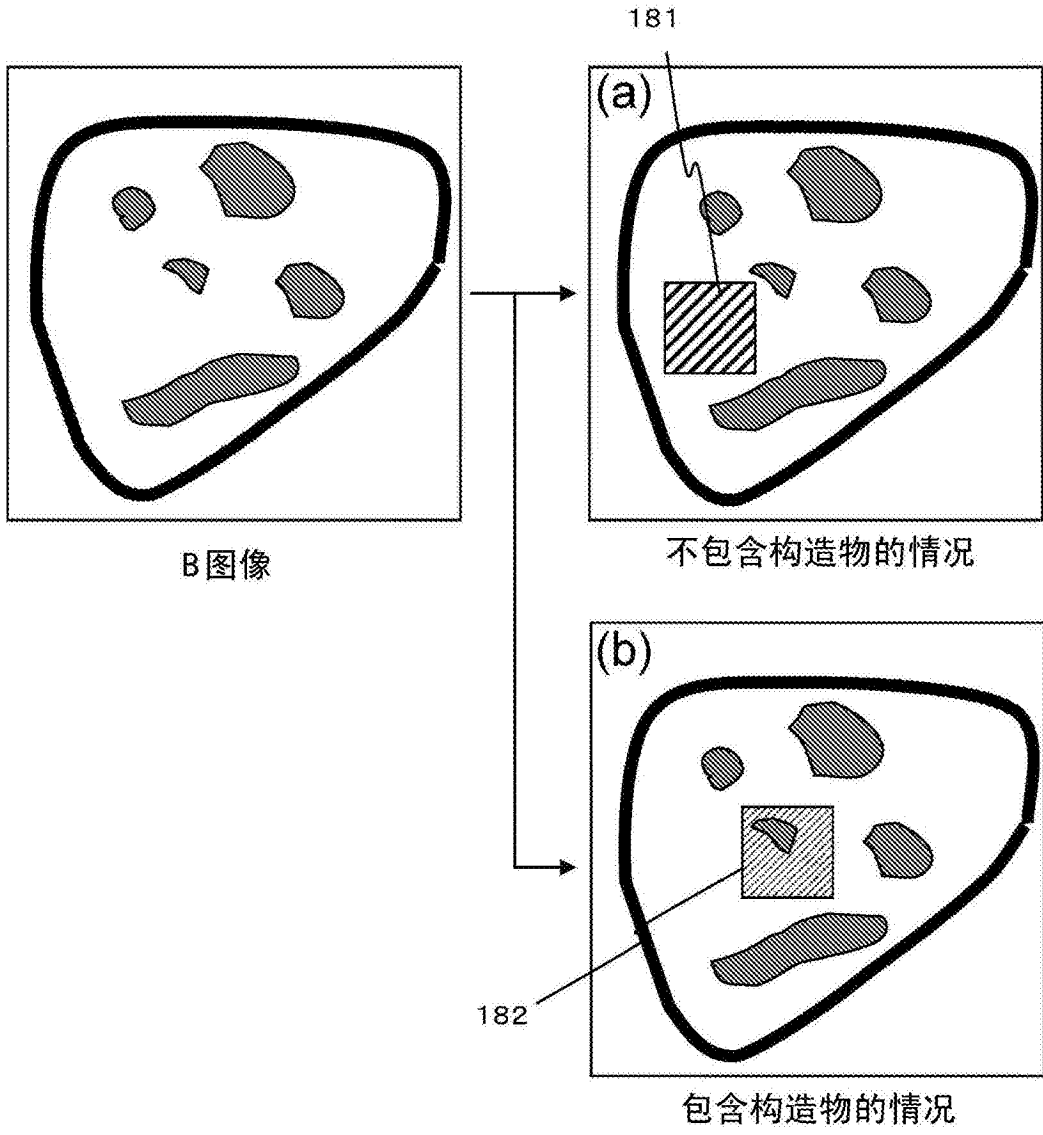


图18

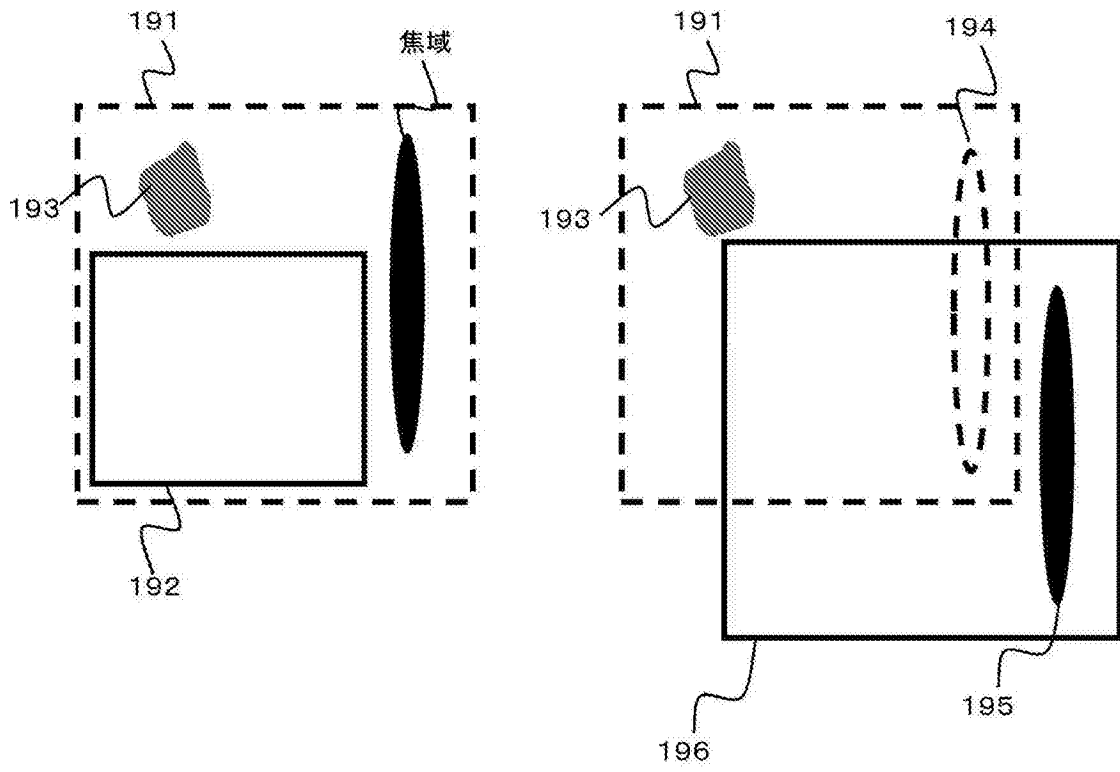


图19

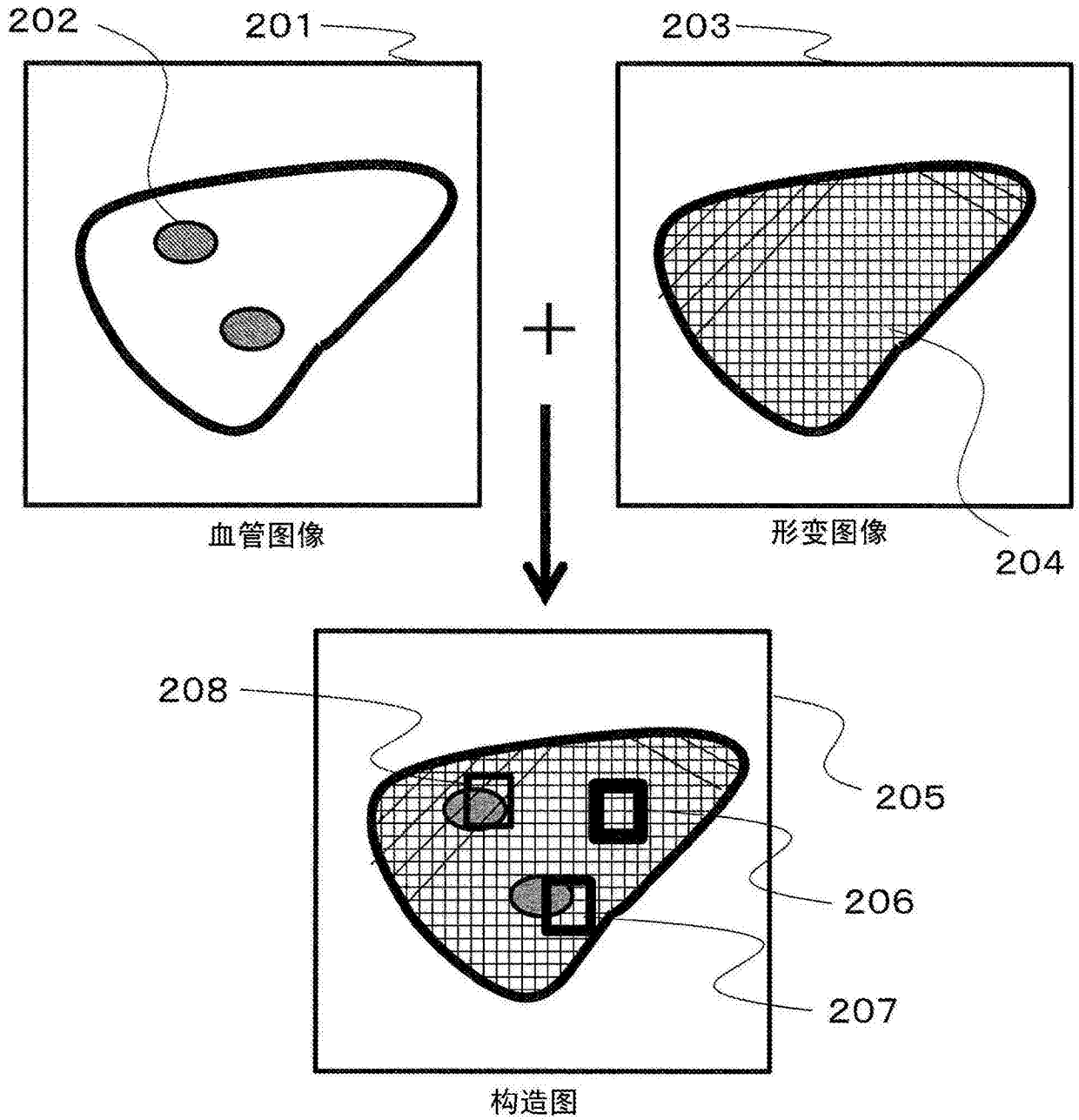


图20

专利名称(译)	超声波诊断装置以及弹性评价方法		
公开(公告)号	CN104302232B	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	CN201480000970.X	申请日	2014-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	吉川秀树 浅见玲衣 田原麻梨江		
发明人	吉川秀树 浅见玲衣 田原麻梨江		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/54 A61B8/585 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8979		
审查员(译)	严文		
优先权	2013077701 2013-04-03 JP		
其他公开文献	CN104302232A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，具备减轻了组织构造所引起的误差的弹性评价技术。该超声波诊断装置利用超声波来测量在被检体内传播的剪切波的速度，并对所述被检体的弹性进行评价，该超声波诊断装置针对被检体发送接收第1超声波，并检测被检体的组织构造的位置和大小，来自动地判定除了组织构造之外的测量区域，对测量区域发送第2超声波，来产生剪切波，并针对测量区域发送接收第3超声波，来测量伴随剪切波的传播的位移量，利用该位移量来算出剪切波速度。

