



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104203112 B

(45)授权公告日 2017.06.20

(21)申请号 201380018000.8

(22)申请日 2013.12.04

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104203112 A

(43)申请公布日 2014.12.10

(30)优先权数据
2012-280750 2012.12.25 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/JP2013/082607 2013.12.04

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/103642 JA 2014.07.03

(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 赵琳琳

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件
WO 2011/126727 A2,2011.10.13,摘要、权
利要求1-3、8-9、19-21、26-27、说明书第4页倒数
第1行-第21页第8行、附图1-15.

US 2012/0158323 A1,2012.06.21,说明书
第17-41段.

CN 101810493 A,2010.08.25,全文.

CN 101843501 A,2010.09.29,全文.

审查员 王珊珊

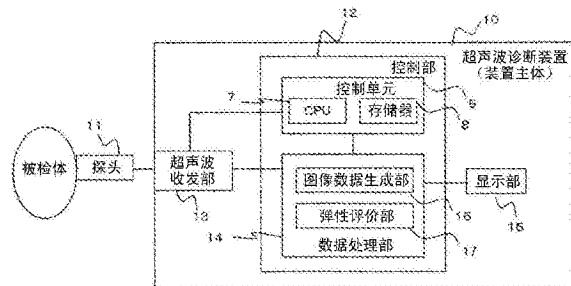
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及弹性评价方法

(57)摘要

提供进行减轻了伴随着剪切波的传播的波面特性和散射的影响的速度测量的超声波诊断装置。从探头(11)、超声波收发部(13)对被检体发送第1超声波即猝发波从而施加辐射压,通过对被检体发送接收第2超声波即轨道脉冲波,来检测由于该辐射压而在被检体内产生的伴随着剪切波的传播的被检体中的介质位移。控制部(12)的弹性评价部(17)使用来自超声波收发部(13)的接收数据通过相对于被检体的深度方向具有规定角度 θ ($\neq 0$)的单一的轨道脉冲波,来测量第1深度处的剪切波的第1到来时间和第2深度处的剪切波的第2到来时间,基于第1到来时间与第2到来时间之差来计算剪切波的传播速度,并将被检体的弹性信息显示于显示部(15)。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
探头,其对被检体发送接收超声波;和
控制部,其经由上述探头,对上述被检体发送第1超声波从而在上述被检体内产生剪切波,并且对上述被检体发送第2超声波并接收在上述被检体内反射的第3超声波,
上述控制部具有速度测量部,该速度测量部使上述第2超声波在与上述第1超声波不同的发送方向上发送,并基于在上述发送方向的相反方向上接收的上述第3超声波,来测量在上述被检体内产生的剪切波的第1到达时间和第2到达时间,并基于上述第1到达时间与上述第2到达时间之间的时间差,来测量上述剪切波的传播速度,
上述控制部使在上述被检体内测量上述第1到达时间和上述第2到达时间的深度不同。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制部使在上述被检体内测量上述第2到达时间的深度比在上述被检体内测量上述第1到达时间的深度更深。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制部对上述被检体的深度方向以规定角度 θ 照射上述第2超声波,其中,该规定角度 $\theta \neq 0$ 。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制部使用猝发波作为上述第1超声波,并使用由多个脉冲群形成的轨道脉冲作为上述第2超声波。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
该超声波诊断装置还具备显示上述被检体的图像数据或者上述传播速度的显示部。
6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制部重复进行上述第1超声波对上述被检体的发送、和上述第2超声波相对于上述被检体的发送接收,并计算得到的多个上述剪切波的传播速度的统计值,
上述显示部显示上述统计值。
7. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制部将上述被检体内分割为多个分割区域,在多个上述分割区域中,针对根据上述第2超声波得到的每个位移数据,基于测量位置和到达时间,计算表示多个上述分割区域各自区域的特征点,
使用表示上述区域的特征点来测量上述第1到达时间和上述第2到达时间。
8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,
上述控制部使用上述分割区域的重心作为表示上述区域的特征点,
上述显示部显示上述位移数据和上述重心。
9. 一种传播速度测量方法,其特征在于,
对被检体发送接收超声波,
对上述被检体发送第1超声波从而在上述被检体内产生剪切波,并且对上述被检体发送第2超声波并接收在上述被检体内反射的第3超声波,
使上述第2超声波在与上述第1超声波不同的发送方向上发送,并基于在上述发送方向的相反方向上接收的上述第3超声波,来测量在上述被检体内产生的剪切波的第1到达时间和第2到达时间,并基于上述第1到达时间与上述第2到达时间之间的时间差,来测量上述剪

切波的传播速度，

在上述被检体内的不同深度处测量上述第1到达时间和上述第2到达时间。

10. 根据权利要求9所述的传播速度测量方法，其特征在于，

对上述被检体的深度方向以规定角度 θ 照射上述第2超声波，其中，该规定角度 $\theta \neq 0$ 。

11. 根据权利要求9所述的传播速度测量方法，其特征在于，

重复进行上述第1超声波对上述被检体的发送、和上述第2超声波相对于上述被检体的发送接收，并对得到的多个上述剪切波的传播速度的统计值进行计算。

12. 根据权利要求9所述的传播速度测量方法，其特征在于，

在上述被检体内的多个分割区域中产生上述剪切波，并且针对根据上述第2超声波得到的多个上述分割区域中的每个位移数据，计算表示上述分割区域的特征点，使用计算出的多个表示上述分割区域的特征点，计算上述剪切波的传播速度。

13. 根据权利要求12所述的传播速度测量方法，其特征在于，使用上述分割区域的重心作为表示上述分割区域的特征点。

超声波诊断装置以及弹性评价方法

技术领域

[0001] 本发明涉及利用声音辐射力在被检体中产生剪切波 (shear wave), 根据该剪切波的传播速度来评价被检体的弹性的超声波诊断技术。

背景技术

[0002] 关于利用了超声波的图像显示装置, 近年来, 利用横波 (以下, 称为剪切波) 来评价组织的弹性率的技术受到关注, 且正在对乳腺肿瘤、慢性肝病推进临床利用。在该技术中, 在作为测量对象的组织内部产生剪切波, 利用超声波来评价产生的剪切波, 计算速度或硬度相关的物理量。如果将组织的泊松比换算为 0.5, 并使纵波速度与横波速度相比充分大, 则杨氏模量可简单地由式 $E=3\rho V_s^2$ (E : 杨氏模量, ρ : 密度, V_s : 剪切波速度) 来表示。

[0003] 作为产生剪切波的方法之一列举辐射力方式。辐射力方式是利用使超声波集中于组织内的局部的聚焦超声波对生物体内施加辐射压, 通过伴随于此的组织位移来产生剪切波。作为与该辐射力方式相关的在先技术文献有专利文献 1。在专利文献 1 中公开有以下技术: 在辐射力方式下, 为了实现更高精度的剪切波推定, 而求取从产生源的位置和检测位置的多个不同组合得到的位移概观 (profile) 的相关, 通过使用根据发送位置和检测位置的各种空间组合得到的位移来检测剪切波信息, 从而计算多个侧向 (lateral) 位置中每个侧向位置的剪切波速度。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1: JP 特开 2012-81269 号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的课题

[0008] 在组织中传播的剪切波根据介质的粘性、构造的各向异性、是否存在有助于散射的构造体等而表示出复杂的特性。例如在传播路径上存在血管的情况下, 到达的波面由于散射和衍射的影响而发生紊乱, 速度的测量精度降低。由此, 在剪切波的速度测量中需求以下技术, 即, 尽可能缩短速度测量所需的波面传播距离来减少波面紊乱, 并且在产生了波面紊乱的情况下也能得到稳定的测量精度。

[0009] 本发明的目的在于, 提供减少了波面紊乱的影响的高精度的超声波诊断装置以及弹性评价方法。

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 为了达成上述目的, 在本发明中提供一种超声波诊断装置, 该超声波诊断装置的构成为, 具有: 探头, 其对被检体发送接收超声波; 和控制部, 其经由探头, 对被检体发送第 1 超声波从而在被检体内产生剪切波, 并且对被检体发送接收第 2 超声波; 控制部具有速度测量部, 该速度测量部基于第 2 超声波, 来测量在被检体内产生的剪切波的第 1 到达时间和第 2 到达时间, 并基于第 1 到达时间与第 2 到达时间之间的时间差, 来测量剪切波的传播速度。

[0012] 此外,为了达成上述目的,在本发明中提供以下方法,在该方法中,从探头对被检体发送第1超声波在被检体内产生剪切波,并且对被检体发送接收第2超声波,基于第2超声波,来测量在被检体内产生的剪切波的第1到达时间和第2到达时间,并基于第1到达时间与第2到达时间之间的时间差,来测量剪切波的传播速度,由此进行被检体的弹性评价。

[0013] 发明效果

[0014] 通过本发明,能够提供减少了波面紊乱的影响的测量精度高的超声波诊断装置以及弹性评价方法。

附图说明

[0015] 图1是表示实施例1的超声波诊断装置的一构成例的框图。

[0016] 图2是实施例1的超声波诊断装置的功能说明图。

[0017] 图3是说明实施例1的评价位置的设定方法的图。

[0018] 图4是用于说明实施例1的弹性评价方法的处理步骤的图。

[0019] 图5是说明实施例1的轨道脉冲(track pulse:トラックパルス)的发送位置的图。

[0020] 图6是表示各实施例的各种处理式的图。

[0021] 图7是表示实施例1的发送顺序的图。

[0022] 图8是表示实施例1的位移测量结果的图。

[0023] 图9是说明实施例1的到来时间的测量法的图。

[0024] 图10是说明根据实施例1的近似曲线计算到来时间的方法的图。

[0025] 图11是表示实施例1的显示部中的显示形式的一例的图。

[0026] 图12是说明实施例2的计算到来时间的方法的图。

[0027] 图13是用于说明实施例2的计算表示区域的特征点即重心的处理步骤的图。

[0028] 图14是说明实施例2的表示区域的特征点即重心的计算的图。

[0029] 图15是表示实施例2的显示部中的显示形式的一例的图。

[0030] 图16是说明实施例2的利用表示区域的特征点即重心的效果的图。

具体实施方式

[0031] 下面,按照附图来说明本发明的各种实施方式。在本说明书中,所谓组织的“弹性信息”,是指形变、剪切波速度、纵波速度、杨氏模量、刚性模量、体积弹性模量、泊松比、粘性系数等与物质的变形和流动相关的物性值全体。

[0032] (实施例1)

[0033] 下面,使用图1的框图、图2的功能说明图、图3的说明评价位置的设定方法的图、图4的用于说明弹性评价方法的处理步骤的图、图5的说明轨道脉冲的发送位置的图等来说明作为第1实施例的超声波诊断装置以及弹性评价方法。本实施例是如下构成的超声波诊断装置的实施例,该超声波诊断装置具备:探头11,其对被检体发送接收超声波;控制部12,其经由探头11,对被检体发送第1超声波从而在被检体内产生剪切波,并且对被检体发送接收第2超声波,控制部12具有速度测量部22,该速度测量部22基于第2超声波,测量在被检体内产生的剪切波的第1到达时间和第2到达时间,并基于第1到达时间与第2到达时间之间的时间差,来测量剪切波的传播速度。

[0034] 此外,本实施例是如下方法的实施例,在该方法中,从探头11对上述被检体发送第1超声波,在被检体内产生剪切波,并对被检体发送接收第2超声波,基于第2超声波,测量在被检体内产生的剪切波的第1到达时间和第2到达时间,基于第1到达时间与第2到达时间之间的时间差。来测量剪切波的传播速度,由此进行被检体的弹性评价。

[0035] 另外,本发明的内容不特别限定于使用的探头,在本实施例中假定利用口径部向生物体侧弯曲为凸型的凸阵型的探头的情况来进行说明。

[0036] 首先,使用图1说明本实施例中利用的与高频(RF)数据以及图像数据的生成相关的超声波诊断装置的构成。如图1所示,超声波诊断装置10具备控制部12、超声波收发部13、显示部15。控制部12由控制单元9和数据处理部14构成,其中控制单元9由作为处理部的中央处理部(CPU)7和作为存储部的存储器8构成。基于控制部12的控制单元9的控制,由超声波收发部13生成发送脉冲用的电信号。在将由超声波收发部13生成的发送脉冲用的电信号通过D/A转换器转换为模拟信号后,送出至与生物体等被检体的表面相接的探头11。输入至探头11的电信号由设置于内部的陶瓷元件从电信号转换为声音信号后被发送至被检体内。发送由多个陶瓷元件进行,且为了在被检体内的规定的深度聚焦,各元件中花费规定的时间延迟。

[0037] 在被检体内传播的过程中反射的声音信号再次由探头11接收,与发送时相反,将该声音信号转换为电信号后自超声波收发部13内部的切换开关向A/D转换器送出,转换为数字信号。在超声波收发部13中,对由多个元件接收到的信号进行了考虑了发送时花费的时间延迟的整相相加等加法处理,并进行衰减校正等处理,之后作为复RF数据送出至控制部12内的数据处理部14。

[0038] 数据处理部14具备能够通过规定程序的执行等来实现的图像数据生成部16和以后使用图2详述的弹性评价部17。由数据处理部14从超声波收发部13获取到的RF数据为最终显示的图像数据之中沿着超声波的收发方向的特定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进行切换地实施超声波针对被检体的收发,从而获取构成二维图像数据的全部RF数据,并将数据蓄存在存储器中。

[0039] 获取、蓄存的RF数据由数据处理部14的图像数据生成部16转换为二维图像数据。具体来说,是增益控制、对数压缩、包络线检波、扫描转换(scan conversion)等在正普及的超声波诊断装置中所一般使用的图像生成处理。由图像数据生成部16生成的图像数据显示于显示部15。该控制部9的数据处理部14也能够由作为处理部的CPU和存储程序及数据的存储器构成。进而,作为该CPU和存储器,也能够使用上述控制单元9的CPU7和存储器8。

[0040] 接着,利用其他图2的功能说明图、图3的示意图、以及图4的流程图,说明由本实施例的数据处理部14的弹性评价部17实施的弹性评价功能。

[0041] 在图2中与图1相同的符号表示相同的部分。外部输入部18用于做手术者输入评价位置的坐标信息。数据处理部14按照控制部12的控制、或者由其本身来实现弹性评价部17。弹性评价部17使在由做手术者指定的评价位置处产生辐射压,利用传播的剪切波来评价弹性。如图2所示,弹性评价部17具备对超声波收发部13分别设定推压脉冲(push pulse)条件、轨道脉冲条件的猝发波(burst wave:バースト波)控制部19、脉冲波控制部20。此外,使用从超声波收发部13得到的RF数据来生成位移信息的位移测量部21、根据该位移信息生成速度信息的速度测量部22基于得到的速度信息取得弹性信息作为弹性评价结果。

[0042] 评价位置的指定以由做手术者对显示于显示部15的包含被检体的图像数据,利用装置主体所具备的鼠标、轨迹球等外部输入部18输入坐标信息的形式来进行。在例如图3的示意图这样的形式中,通过做手术者用指示器25指定图像数据26内的被检体24的希望位置的坐标信息,从而确定图像数据26内的评价位置27的坐标 (x_0, z_0) 。在此,假定为正交坐标系23, x 表示横向, z 表示纵向。如前所述,弹性信息是根据剪切波的传播而得到的结果。即,在弹性的评价中需要一定的区域。因此,评价位置27 (x_0, z_0) 是产生辐射力的推压位置28的坐标,也是剪切波传播的原点位置的坐标。

[0043] 确定了的坐标信息被送出至数据处理部14,在图4的步骤1中被输入至其内部所具备的弹性评价部17。接着,在步骤2中,由猝发波控制部19基于输入的坐标数据来确定第1超声波即作为推压脉冲的猝发波的送波条件。以不对生物体产生影响的方式来有效产生剪切波的送波条件大致为, F 值 $=1\sim 2$ (用焦点深度除口径的宽度后得到的值)的聚焦条件是适当的,作为强度以及脉冲长度(burst length),强度为 $0.1\sim 1\text{kW}/\text{cm}^2$,脉冲长度为 $100\sim 1000\mu\text{s}$ 的范围是适合的。在此,口径的宽度是实际中驱动的陶瓷元件的范围,取元件间隔的离散值。并且,为了形成理想的焦点区域,对施加至各元件的施加电压给出口径权重(apodization:切趾)。由于推压脉冲的发送方向是被检体的深度方向,所以作为其送波条件的发送角度为零。

[0044] 适宜通过从口径的中心一直到角部来减少权重,从而抑制衍射的影响所导致的焦点区域的紊乱。其中,由于口径权重也存在使强度降低的缺点,所以在评价位置为深部且衰减的影响大的情况下,有时也相比区域形成使强度优先而减小口径权重。此外,发送频率设为探头11的灵敏度频带的中心频率附近是有效的。作为第1超声波起作用的推压脉冲即猝发波的送波条件是直接由超声波收发部13送出,经由探头11向生物体内照射。

[0045] 接着,在步骤3中由脉冲波控制部20来确定第2超声波即轨道脉冲的送波条件。频率、波数(wave number)、 F 值等声音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 $1\sim 5\text{MHz}$ 、波数为 $1\sim 3$ 波、 F 值为 $1\sim 2$ 的条件。如前所述,作为第2超声波起作用的轨道脉冲是为了测量伴随着剪切波的传播所发生的组织的位移而收发的脉冲波。剪切波随着传播而急剧衰减。由此,第2超声波即轨道脉冲的发送方向、发送角度成为极重要的送波条件。在该脉冲波控制部20中,基于实施弹性评价的坐标信息和假定的剪切波速度,确定轨道脉冲的发送方向。此外,在本实施例的脉冲波控制部20中,轨道脉冲的发送仅在特定的发送方向上进行,即测量地点仅设置1个。

[0046] 利用图5,说明本实施例的第1超声波即推压脉冲和第2超声波即轨道脉冲的发送方向、发送角度的设定方法。图5中示意性示出曲率为 R 的探头11、在推压位置28 (x_0, z_0) 处产生的辐射力 F 、从该位置起在方位方向上传播的剪切波30。此外,将辐射力 F 所作用的深度方向的幅度设为 $d(z_1\sim z_2)$ 、将第2超声波即轨道脉冲的发送方向与探头11的中心轴即深度方向换言之为辐射力 F 的作用方向所成的角度设为 $\theta_n(\theta_n \neq 0)$,并将如图所示在深度方向的幅度 d 的范围内形成的直角三角形的底边设为 x_n 、斜边设为 d' 。由于轨道脉冲的发送方向29按照构成探头的元件宽度的单位而离散地进行切换,所以下标 n 表示驱动元件的中心位置即轨道脉冲的发送方向。根据该图,使用各角度信息即 θ_n 将 x_n 表示为图6的式1的正切。如前面所说明的,推压脉冲条件、轨道脉冲条件从弹性评价部17的猝发波控制部19、脉冲波控制部20输入至超声波收发部13。上述的发送方向的角度 θ_n 不为零能够表明控制部12将第2超声

波的发送方向控制为与第1超声波的发送方向不同。

[0047] 通过由图2的猝发波控制部19设定了推压脉冲条件的第1超声波即推压脉冲的辐射力而产生的剪切波30使组织在深度方向(z方向)上发生位移的同时,以推压脉冲的发送方向为轴大致以圆筒波状进行传播。深度方向的传播范围大致为辐射力所作用的d。因此,当使用来自超声波收发部13的RF数据,在由脉冲波控制部20设定了轨道脉冲条件的轨道脉冲的发送方向上,由位移测量部21实施位移测量时,从推压位置传播的剪切波30最初在深度 z_1 处被测量,接着在深度 z_2 处被测量。因此,如果对 z_1 以及 z_2 处的剪切波30的第1、第2到来时间进行测量,则能够根据该时间差 Δt 和距离 x_n 由速度测量部22计算剪切波速度 V_s 。

[0048] 即,控制部12进行控制以使在被检体内测量第1到达时间和第2到达时间的深度不同。此外,能够说是,控制部12进行使在被检体内测量第2到达时间的深度比在被检体内测量第1到达时间的深度更深的控制。

[0049] 超声波收发部13对形成轨道脉冲的脉冲群的收发按照规定的重复时间(Pulse reputation time:PRT)进行。因此,该PRT成为位移测量的时间分辨率。根据该情况,在测量时间差 Δt 方面需要满足图6式2的条件,该式示出 x_n 应同时满足的条件。在此,由于 V_s 是组织的剪切波速度,所以在测量时需要预先假定作为对象的速度范围。例如在评价肝脏组织的纤维化时, V_s 的范围为1~5m/s左右。在乳腺癌的情况下速度更高,假定的最大速度为10m/s。

[0050] 根据图6的式1以及式2,轨道脉冲的发送方向、发送角度 θ_n 以满足图6的式3的条件的方式来设定。剪切波由于在传播的过程中受到衰减和散射的影响,所以为了将该影响减小为最小限度而设定满足式3的最小值。例如,当在深度为5cm的位置处假定肝硬化($V_s=4\text{m/s}$),采用F值1的推压脉冲($d=10\text{mm}$)、 $\text{PRT}=0.25\text{ms}$ 的轨道脉冲来测量时,轨道脉冲的发送方向为 $\theta_n=0.1\text{rad}$ 。基于脉冲波控制部20设定的以上的轨道脉冲的条件,从图1的超声波收发部13经由探头11向规定的方向 θ_n ($\theta_n \neq 0$)发送由一系列的脉冲群构成的轨道脉冲(步骤5)。

[0051] 图7中示出本实施例的装置的弹性评价部17的猝发波控制部19、脉冲波控制部20所设定的第1超声波即推压脉冲和第2超声波即轨道脉冲的发送顺序的一例。触发信号31是在步骤1中输入评价位置的坐标后立即从控制部12的控制单元9送出至数据处理部14的电信号。与该触发信号31的输入同时地,由弹性评价部17的猝发波控制部19、脉冲波控制部20决定第1超声波的推压脉冲条件、第2超声波的轨道脉冲条件,基于这些条件从超声波收发部13发送第1超声波即脉冲长度T的推压脉冲32,接着以规定的PRT来发送接收构成第2超声波即轨道脉冲33的一系列的脉冲群。轨道脉冲33可以与触发信号31的输入同时地,即与推压脉冲32同时地开始收发。在该情况下,在推压脉冲32的照射过程中由于噪音被接收所以位移测量困难,但是有能够准确获取照射前后的RF数据的优点。

[0052] 如图7所示,通过触发信号31输入、第1超声波即1次推压脉冲32发送、第2超声波即由多个脉冲群构成的轨道脉冲33的收发这一系列的顺序,由图2的位移测量部21得到位移信息,并由速度测量部22根据该位移信息计算剪切波速度的测量结果。并且,也能够通过重复多次该图7示出的由触发信号31、推压脉冲32、以及轨道脉冲33构成的一系列顺序,从而得到多个测量结果,计算这多个测量结果的标准差等统计值,作为表示测量精度的一个信息而显示于显示部15。该精度在图11的说明时进行例示。

[0053] 通过轨道脉冲33的发送而获取的来自生物体的反射信号经由探头11被送出至超声波收发部13,如上所述生成复RF数据。如图2所示,RF数据被输入至数据处理部14的位移测量部21,作为图4的步骤6,测量伴随着剪切波的传播的组织位移而得到位移信息。位移测量部21的位移测量功能通过以PRT的时间间隔获取到的RF数据间的复相关性运算来实施。在该情况下,计算粒子速度作为单位时间上的位移。也有以推压脉冲的送波前的RF数据为基准计算位移的绝对值的方式,但是粒子速度具有去除伴随着探头的振动和生物体组织的自然运动的低频分量从而高灵敏度地测量剪切波的效果。因此在本实施例中,在位移测量部21中使用粒子速度得到位移信息。此外,在本实施例的位移测量部21中,实施位移测量的空间的范围基于由猝发波控制部19决定的推压脉冲的送波条件来确定,此外,时间的范围基于由脉冲波控制部20决定的轨道脉冲的送波条件来确定。

[0054] 运算针对获取到的全部RF数据来进行,基于计算的位移信息,作为步骤7,由速度测量部22测量剪切波的速度而决定速度信息。并且,在步骤8中,基于由速度测量部22决定的速度信息得到弹性信息作为弹性评价结果。

[0055] 图8示出在本实施例中由位移测量部21得到的位移数据、位移信息的一例。即,示出位移信息即正侧的位移34、负侧的位移35的一例,作为轨道脉冲的发送方向上的位移测量的结果。在图8中,纵轴为深度方向的距离,横轴为时间。在此,如果关注于时间上在先出现的正侧的位移34,则可知到来时间从图5所示的直角三角形的上端(坐标: z_1 ,到来时间: t_1)一直到低端(坐标: z_2 ,到来时间: t_2)发生延迟的情形。本实施例中的位移测量由于沿着轨道脉冲的发送方向来实施,所以图8的曲线图纵轴中 z_1-z_2 的距离为 d 。上端以及下端的坐标(z_1, z_2)根据推压位置和传播范围 d 为 $z_1 = z_0 - d/2$ 、 $z_2 = z_0 + d/2$ 。在本实施例中,计算 z_1 以及 z_2 处的剪切波的到来时间的方法是利用位移的最大值或最小值的方法。

[0056] 图9中示出图8的深度 z_1 和 z_2 处的位移数据的一维概观即位移测量结果36、37。通过关注于正位移34测量取各位移概观的最大值的时间,从而计算各深度处的剪切波的到来时间(t_1, t_2)。作为计算该到来时间(t_1, t_2)时利用的位移概观的特征量,其他只要是最小值、最大值和最小值的中间值等根据位移概观唯一决定的指标就不特别限定。基于图6的式4根据测量到的到来时间(t_1, t_2)和方位方向的距离(x_n)来计算剪切波速度 V_s 。

[0057] 图10示出根据位移数据、位移信息计算到来时间(t_1, t_2)的其他方法。作为计算到来时间(t_1, t_2)的其他方法,在利用于测量的范围($z_1 \sim z_2$)中设置多个测量点并利用例如最大值来计算各测量点处的到来时间。利用计算出的多个距离和到来时间的组合,计算图10所示的一维的近似直线。根据该近似直线和 $z = z_1$ 以及 $z = z_2$ 的交点能够计算到来时间(t_1, t_2)。

[0058] 如前面所述,在本实施例中,在图4的最后的步骤8中,评价组织的弹性信息。在此,组织的弹性信息指形变、剪切波速度、纵波速度、杨氏模量、刚性模量、体积弹性模量、泊松比、粘性系数等与物质的变形和流动相关的物性值全体。在实施例1中,作为组织的弹性信息,关于剪切波速度记述了详细情况,但是也可以从测量到的位移换算为形变,并且也能够通过对剪切波进行频率分析来得到粘性等信息。

[0059] 图11中示出本实施例的显示部15中的显示形式的一例。该显示部15为了显示图像数据或者剪切波的传播速度以及显示另外在后面说明的位移信息即位移数据和重心等而使用。即,评价过的弹性信息被送出至显示部15,作为评价结果,向做手术者一起提示图3中

说明的图像数据26、图8所示的位移信息。如图11中看到的,与被检体和表示弹性信息的评价位置的图像数据26一起,显示表示图8中说明的位移信息的位移测量结果40、包含精度($\pm 7\%$)的剪切波速度或杨氏模量等弹性信息的评价结果39。该精度是如前面所说明的通过以相同部位、相同角度来重复进行图7的顺序而多次测量到的结果的标准差等统计值,由一般利用的评价方法算出。弹性信息的评价结果39中的杨氏模量如上所述是通过 $E=3\rho V_s^2$ (E :杨氏模量, ρ :密度, V_s :剪切波速度)从剪切波速度导出的弹性信息。

[0060] 在以上说明的实施例1中,将使用的探头限定为凸阵型记载了说明,但是本实施例的本质是在剪切波的传播方向和轨道脉冲的收发方向上,按照角度信息来设定规定的角度,并不特别限定使用的探头的种类。例如即使是线阵型的探头,也能够通过按照角度信息在规定的角度方向上以电子方式来控制并变更轨道脉冲的收发方向,从而采用相同的装置构成和相同的处理步骤来进行弹性评价。

[0061] 通过以上说明的实施例1的装置或者方法,能够缩短剪切波的速度测量所需的波面的传播距离,期待降低波面紊乱的影响。此外,能够期待通过使测量位置单一化来提高时间分辨率。进而,能够确立测量精度和再现性相容的剪切波速度的测量方法,并能够实现具有高诊断能力的超声波诊断装置。

[0062] (实施例2)

[0063] 接着,说明第2实施例的超声波诊断装置以及弹性评价方法。本实施例是以下构成的超声波诊断装置的实施例,其中,本实施例的超声波诊断装置具备:对被检体发送接收超声波的探头11;经由探头11,对被检体发送第1超声波从而在被检体内产生剪切波,并且对被检体发送接收第2超声波的控制部12;控制部12具备速度测量部22,该速度测量部22基于第2超声波,在被检体内被分割而得到的多个分割区域中,针对根据第2超声波得到的每个位移数据,基于测量位置和到来时间,计算多个表示分割区域的特征点41、42,使用计算出的多个表示分割区域的特征点,测量产生的剪切波的第1到达时间和第2到达时间,基于第1到达时间与第2到达时间之间的时间差,测量剪切波的传播速度。

[0064] 此外,本实施例是以下方法的实施例,其中,在本实施例的方法中,从探头对被检体发送第1超声波,在被检体内的多个分割区域中产生剪切波,并且对被检体发送接收第2超声波,针对根据第2超声波得到的分割区域中的每个位移数据,基于测量位置和到来时间,计算表示分割区域的特征点,使用这些多个表示分割区域的特征点,计算剪切波的传播速度来进行被检体的弹性评价。

[0065] 本实施例的特征在于,能够进一步减轻伴随着传播而产生的剪切波的波面的散射等影响。即,是利用重心等作为表示区域的特征点、捕捉剪切波的波面的特征量来减轻波面的散射等影响的实施例。在本实施例中,将被检体的检查对象分割为多个区域,在各区域中使用根据第2超声波即轨道脉冲得到的位移数据计算为表示分割区域的特征点,基于多个表示分割区域的特征点间的到来时间之差,计算剪切波的传播速度来进行弹性评价。

[0066] 另外,在本实施例中,图1所示的由探头以及超声波诊断装置构成的装置的整体结构、图2所示的各功能构成和信息的流向、图4的步骤1至步骤6所示的从第1超声波即推压脉冲的发送至位移测量的处理内容与实施例1相同,所以这里省略说明。

[0067] 图12中示出实施例2中利用的位移数据、位移信息的一例。即,示意性示出作为表示分割区域的特征点换言之作为捕捉波面的特征量,计算分割成的各区域的重心,利用这

些重心,测量到来时间的例子。在本实施例的速度测量中,从图12所示的位移的测量结果即位移数据中仅提取正侧或负侧,将该二维波面捕捉为刚体。即,通过将位移置换为重量并关注于波面的重心,从而在例如波面发生紊乱的情况下也能够稳定地测量到来时间,并能够减轻伴随着传播而产生的剪切波的波面的散射等影响。以下,说明提取出了图12中的正侧的位移的情况。

[0068] 图13中示出本实施例的处理步骤的一例。首先,在步骤21中对被检体的检查对象进行区域分割。分割区域的数目不特别限定,但是例如如图12所示以测量位置为中心($z = z_0$)进行上下2分割的方法是最简单的区域分割。接着,在步骤22中,在利用于测量的整个范围($z_1 \sim z_2$)内,计算每个深度的位移最大值和到来时间。接着,利用在步骤22中测量到的最大位移和到来时间,计算分别表示分割而成的上部波面和下部波面的区域的特征点即重心41、42(步骤23)。作为表示区域的特征点的一例的重心41、42的计算采用图6的式5进行。在式5中, (d, u_d, t_d) 表示深度、最大位移、到来时间。

[0069] 图14中示出将波面捕捉为刚体,作为捕捉该波面的特征量即表示区域的特征点,计算重心的情况下的示意图。在从深度 d_1 至 d_n 中 n 点的各深度处测量最大位移44 (u_d) 和到来时间 t_d 。将该测量结果代入图6的式5来求取重心位置。在求取到各区域中的重心41、42后,利用最小二乘法等一般所知的拟合 (ftting) 方式计算图12所示的连结各重心41、42的近似直线43(步骤24),根据该近似直线43和 (z_1, z_2) 相交的交点计算到来时间 (t_1, t_2) (步骤25)。

[0070] 根据利用重心作为表示区域的特征点的本实施例,即使在由于在剪切波的传播过程中发生的散射等影响而导致波面发生紊乱的情况下,或者在位移局部性消失的情况下,也能够计算总括地捕捉到波面整体的到来时间,并提高测量精度。

[0071] 此外,在本实施例的弹性评价方法中,是在到来时间的计算中考虑位移的大小,对可靠性高的高灵敏度的位移测量结果加权后的计算结果。因此,通过分割为3个以上区域而不是分割为2个区域,仅利用计算出的3个以上的重心之中例如值较大的上位数点的结果来实施拟合处理,从而实现更高精度下的测量。

[0072] 通过以上处理,使用分割区域的重心计算到来时间后,与实施例1相同地进行剪切波速度的计算,将通过弹性评价而求出的与弹性相关的信息送出至显示部15,并向做手术者进行提示。

[0073] 图15中示出本实施例中的显示形式的一例。显示部15的显示画面由表示组织形状和测量位置的图像数据26、图12所示的剪切波的位移数据和重心等位移测量结果45、表示剪切波速度等数值的评价结果46构成。分析方法能够在本画面上进行修正,例如关于执行计算重心的分割区域等利用装置所提供的图2所示的键盘等外部输入部18来输入数值从而执行,能够立刻反映至剪切波测量结果以及评价结果中。此外,与实施例1相同地,在通过重复多次图7所示的送波顺序而在相同测量位置处执行了多次测量的情况下,与实施例1相同地,使结果的精度即标准差 ($\pm 7\%$) 等统计值表现于评价结果中。此外,在拟合处理时,由于能够通过计算样本点和近似直线的误差来定量地对波面的紊乱程度进行评价,所以设置表示测量的可靠度的指标并进行数值显示在实施高精度的测量方面也是有效的。作为表示可靠度的指标,拟合中所利用的重心的值也是有效的。

[0074] 图16是用于说明通过本实施例的方式、构成来利用重心的效果的图。图16与图12相同,对深度方向的距离和各深度处的位移的时间变化进行了图表化。在剪切波与第2超声

波即轨道脉冲的路径平行地到来的情况下,到来时间在所有的深度处相同。但是,如图16的上部所示,如果由于散射而产生波面的紊乱,则不仅仅在每个深度的到来时间的测量结果中产生误差,而且由于深度的原因,波面消失而无法测量到来时间。相对于此,如图16的下部所示,在如虚线47所示将波面总括地捕捉为一个区域的本实施例的情况下,实现减轻了波面的紊乱的影响的测量。即使在例如产生了波面消失的深度的情况下,其位移(刚体中的质量)与周围相比也为充分低的值,对在本实施例中利用的表示区域的特征点即重心的位置造成的影响是轻微的。

[0075] 关于图15的评价结果46中示出的可靠度,例如,只要利用凝胶模型(gel phantom)等预先测量送波条件和介质的硬度所对应的位移、重心的值作为参照值,并将其存储至装置主体的控制部12内的存储器等中,就能够根据该数值和测量结果的比率来评价测量结果与理想条件相距多少。

[0076] 在以上说明的实施例2中,也将使用的探头限定为凸阵型来记载了说明,但是本实施例的本质是以刚体形式来捕捉波面,测量其重心位置来作为波面测量的特征量。因此,使用的探头不特别限定。例如即使是线阵型的探头,也能够通过以电子方式将轨道脉冲的收发方向控制变更为规定的角度方向,从而采用相同的装置构成和相同的处理步骤来进行弹性评价。

[0077] 此外,即使是在剪切波的传播方向上设定多个位移测量位置的情况,也能够应用本实施例的利用重心的方式。在设置多个测量位置的情况下,也得到测量位置的数目个位移测量的结果。通过对各结果计算重心作为捕捉波面的特征量、表示区域的特征点,从而计算各测量位置处的波面的到来时间,并实施剪切波速度的测量。

[0078] 在以上说明的实施例2中,说明了利用重心作为捕捉波面的特征量、或者表示区域的特征点的情况,但是只要是例如波面的最小值、最大值、中间值、平均值、2阶微分处理下的拐点(inflexion point)等唯一决定波面的位置的的特征量,就能够进行作为上述实施例中说明的捕捉波面的特征量、表示区域的特征点的处理。根据本实施例,能够提供一种可以进一步减轻伴随着传播而产生的剪切波的波面的散射等影响的超声波诊断装置以及弹性评价方法。

[0079] 以上详述的本发明不限定为上述实施例,其包含各种变形例。例如,上述实施例为了更好地理解本发明而进行了详细说明,不必限定为具有说明的全部构成。此外,可以用某实施例的一部分构成来替换其他实施例的构成,此外,可以在某实施例的构成中添加其他实施例的构成。此外,能够针对各实施例的一部分构成,追加、削除、替换其他构成。进而,针对上述各构成、功能、处理部等,说明了作成实现它们的一部分或全部的程序,通过程序执行来实现各功能的例子,但是它们的一部分或全部当然也可以通过例如采用集成电路来设计等由硬件来实现。

[0080] 符号说明:

- [0081] 7 处理部(CPU)
- [0082] 8 存储部(存储器)
- [0083] 9 控制单元
- [0084] 10 超声波诊断装置
- [0085] 11 探头

[0086]	12	控制部
[0087]	13	超声波收发部
[0088]	14	数据处理部
[0089]	15	显示部
[0090]	16	图像数据生成部
[0091]	17	弹性评价部
[0092]	18	外部输入部
[0093]	19	猝发波控制部
[0094]	20	脉冲波控制部
[0095]	21	位移测量部
[0096]	22	速度测量部
[0097]	23	正交坐标系
[0098]	24	被检体
[0099]	25	指示器
[0100]	26	图像数据
[0101]	27	评价位置
[0102]	28	推压位置
[0103]	29	轨道脉冲发送方向
[0104]	30	剪切波
[0105]	31	触发信号
[0106]	32	推压脉冲
[0107]	33	轨道脉冲
[0108]	34	正侧的位移
[0109]	35	负侧的位移
[0110]	36	深度z1的位移测量结果
[0111]	37	深度z2的位移测量结果
[0112]	38、43	近似曲线
[0113]	39、46	评价结果
[0114]	40、45	位移测量结果
[0115]	41、42	重心
[0116]	44	深度d处的最大位移
[0117]	47	测量重心的区域。

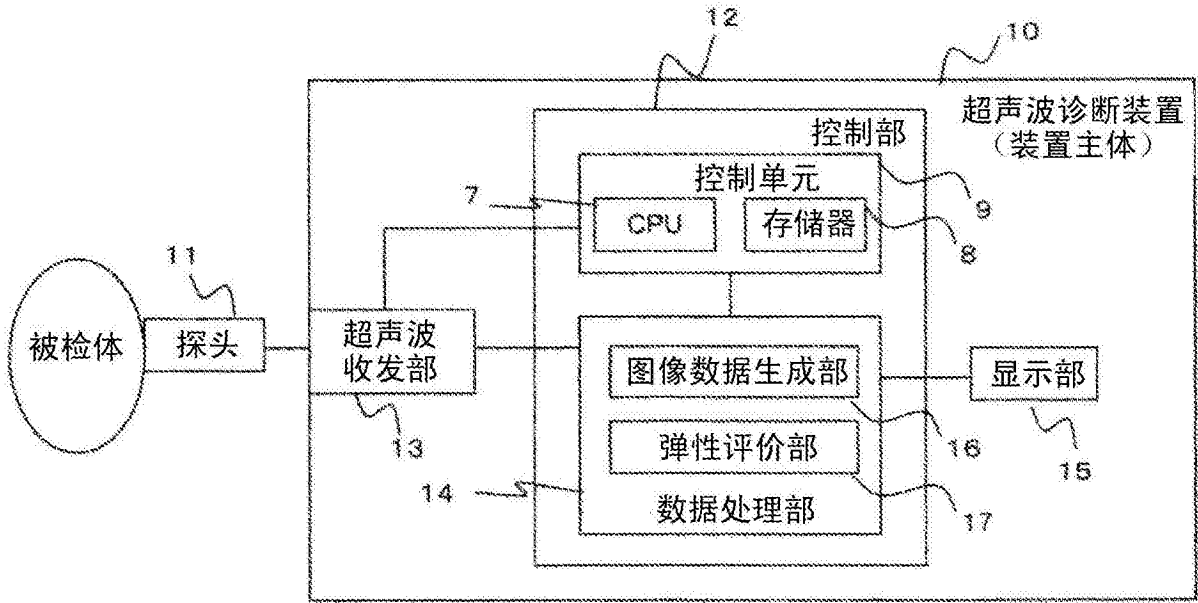


图1

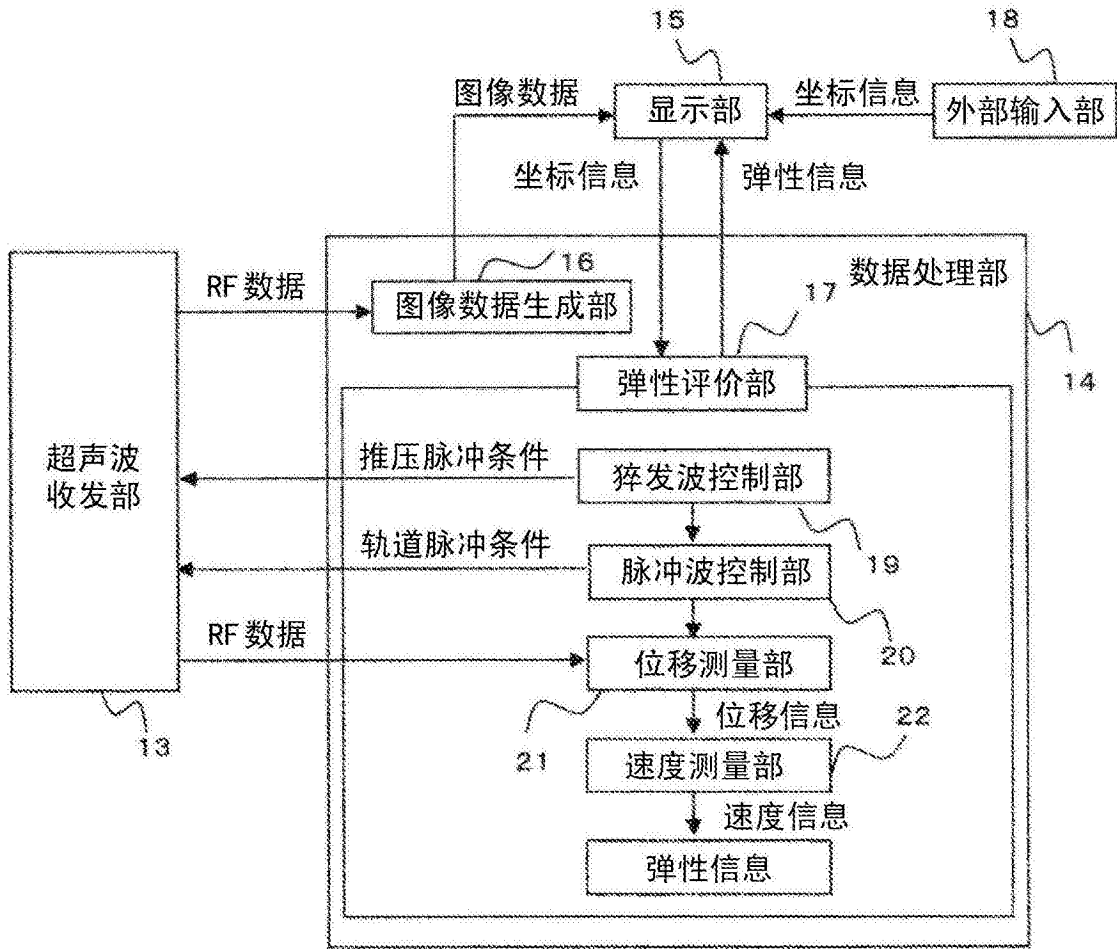


图2

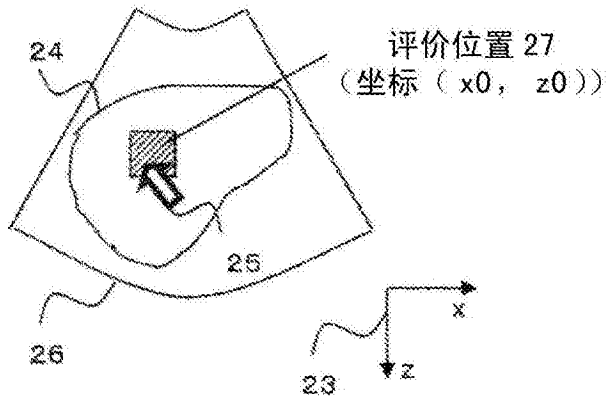


图3

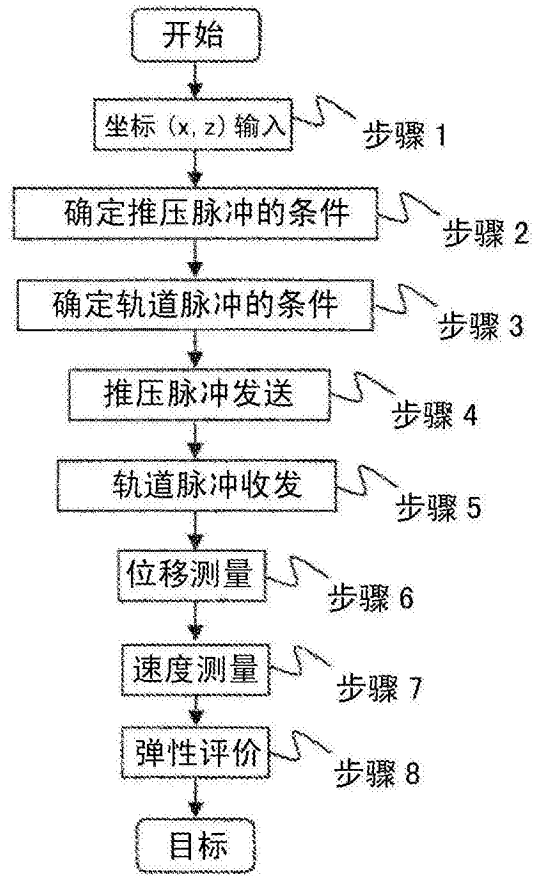


图4

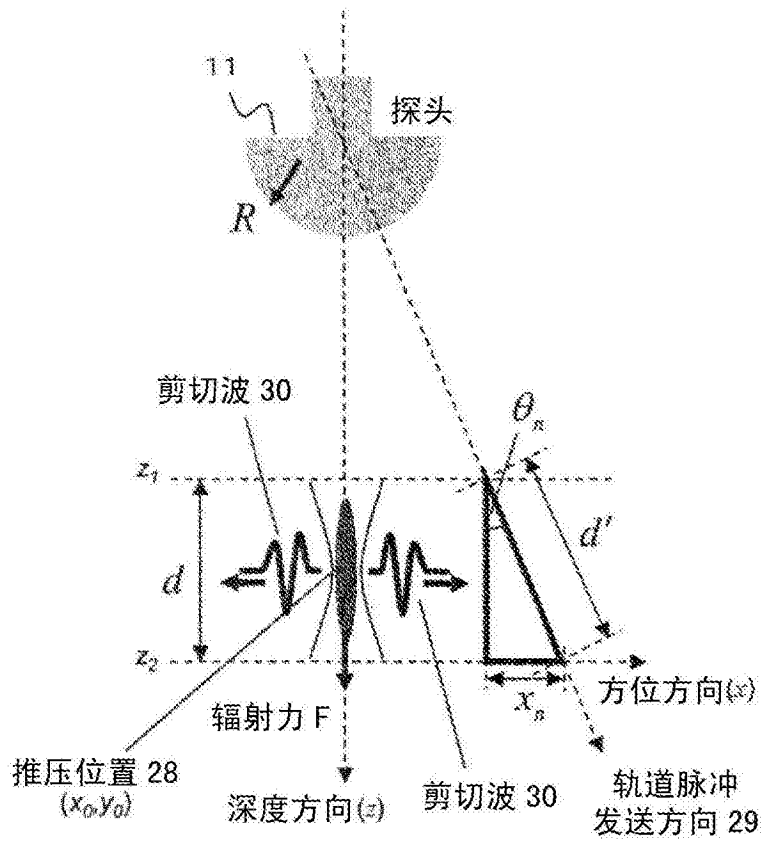


图5

式 1 $x_n = d \tan \theta_n$

式 2 $\Delta t = \frac{x_n}{V_s} \geq PRT$

式 3 $\theta_n \geq \tan^{-1} \left(\frac{V_s \cdot PRT}{d} \right)$

式 4 $V_s = \frac{x_n}{t_2 - t_1}$ $\begin{cases} V_s: \text{剪切波速度} \\ x_n: \text{测量位置间的距离} \end{cases}$

式 5 重心 = $\frac{\sum_{d=d_1}^{d_n} (t_d \times u_d)}{\sum_{d=d_1}^{d_n} u_d}$, $\begin{cases} d: \text{深度} \\ (u_d, t_d): \text{最大位移和时间} \end{cases}$

图6

收发顺序

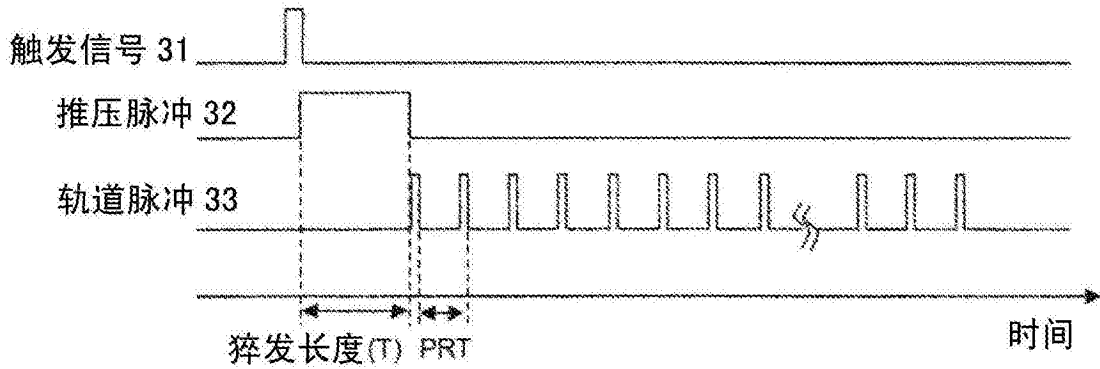


图7

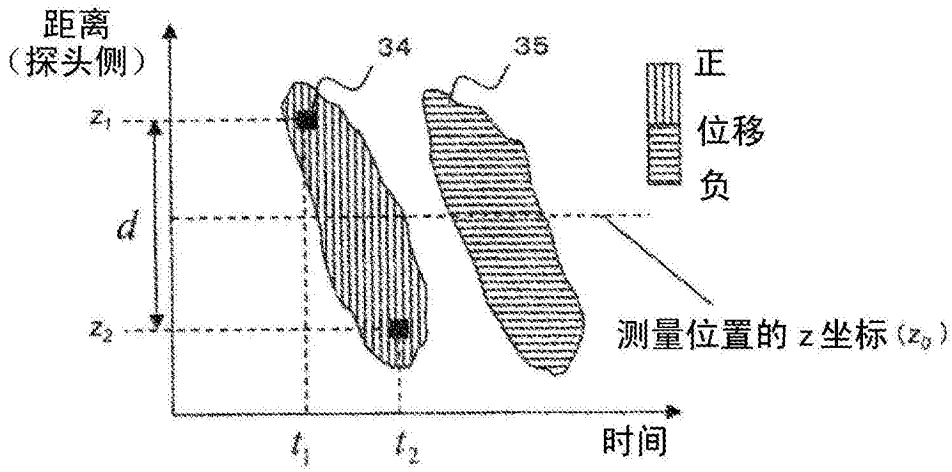


图8

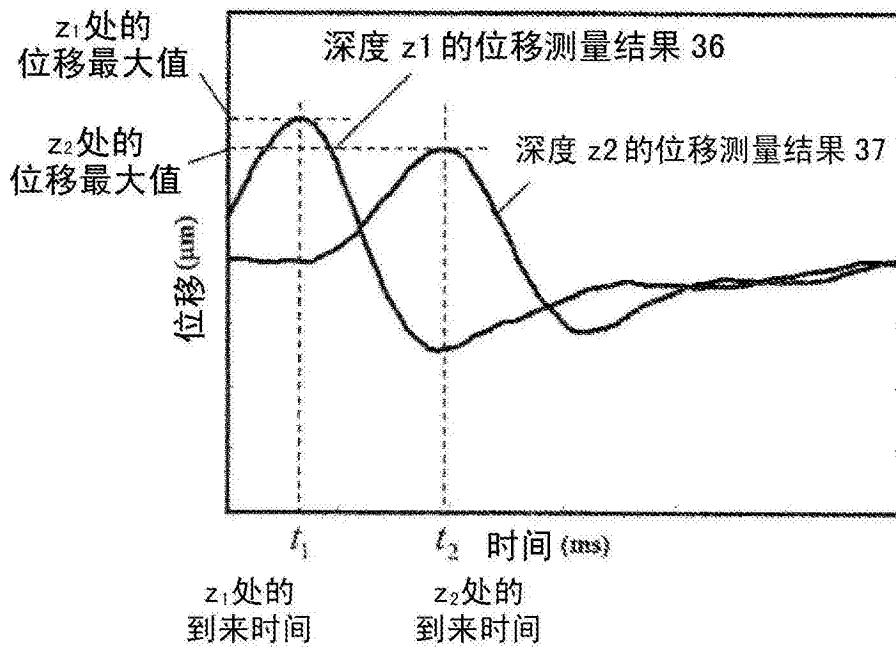


图9

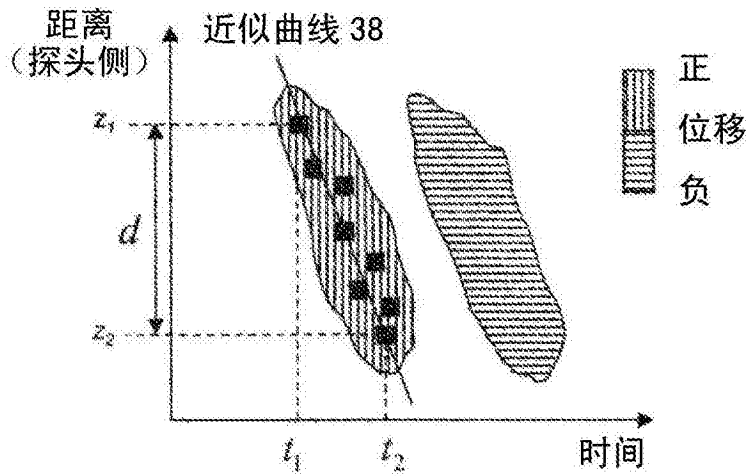


图10

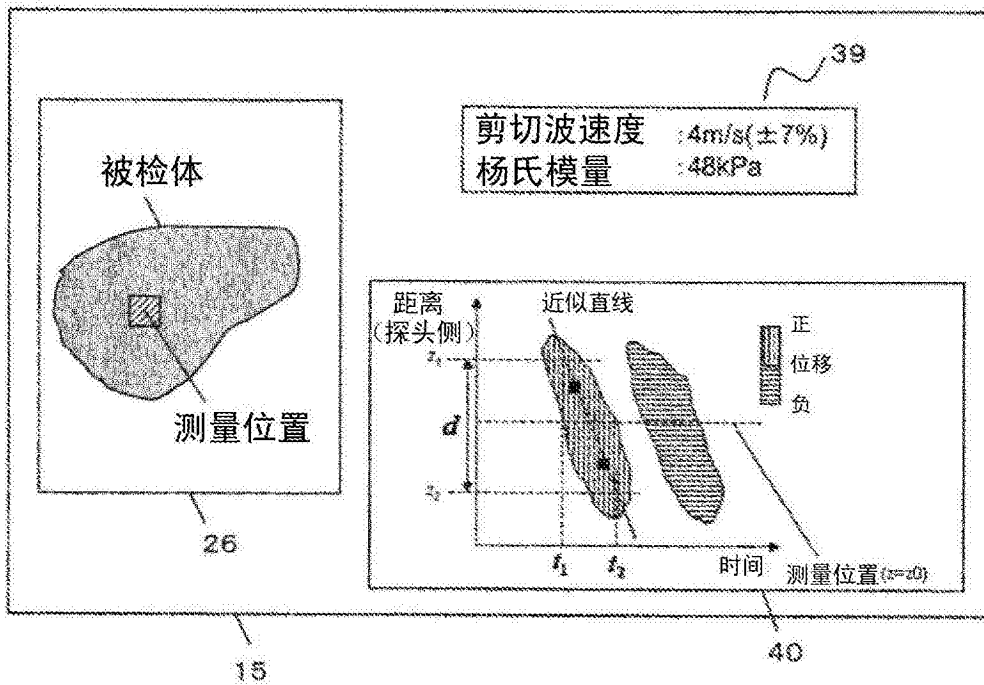


图11

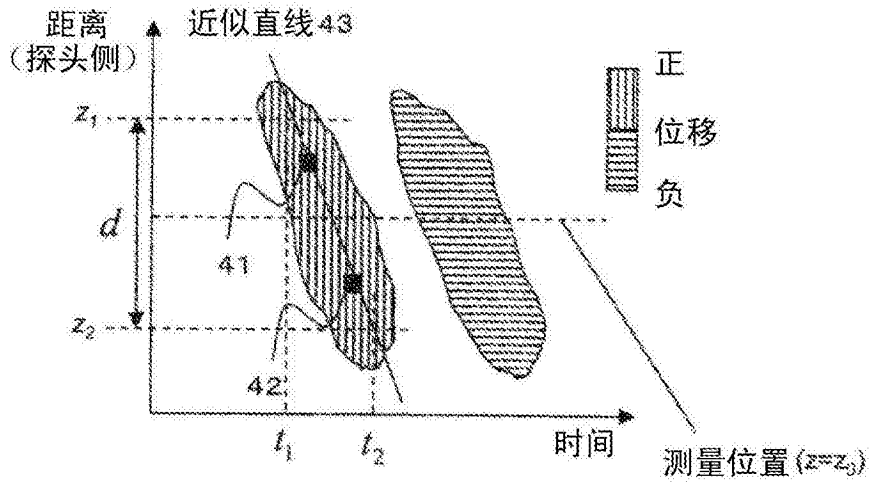


图12

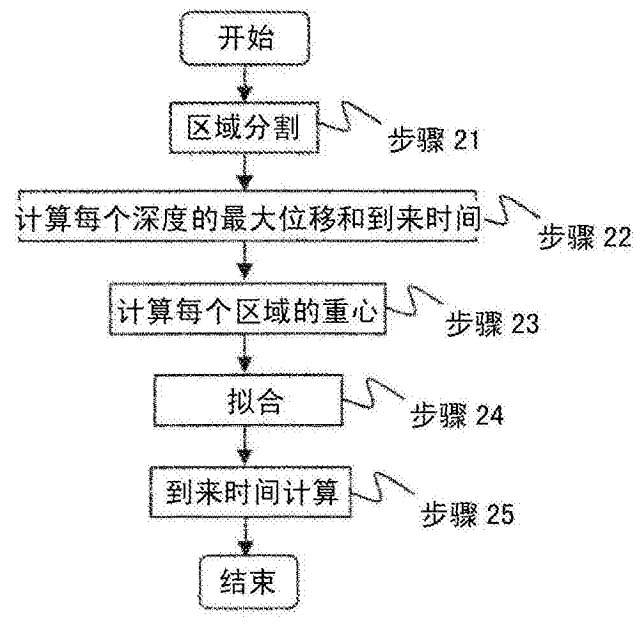


图13

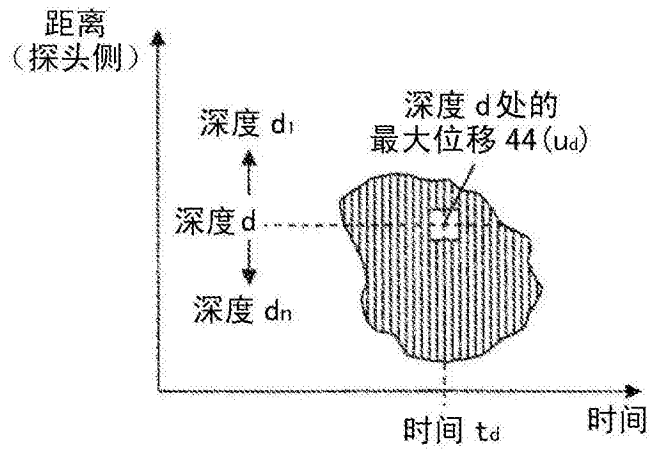


图14

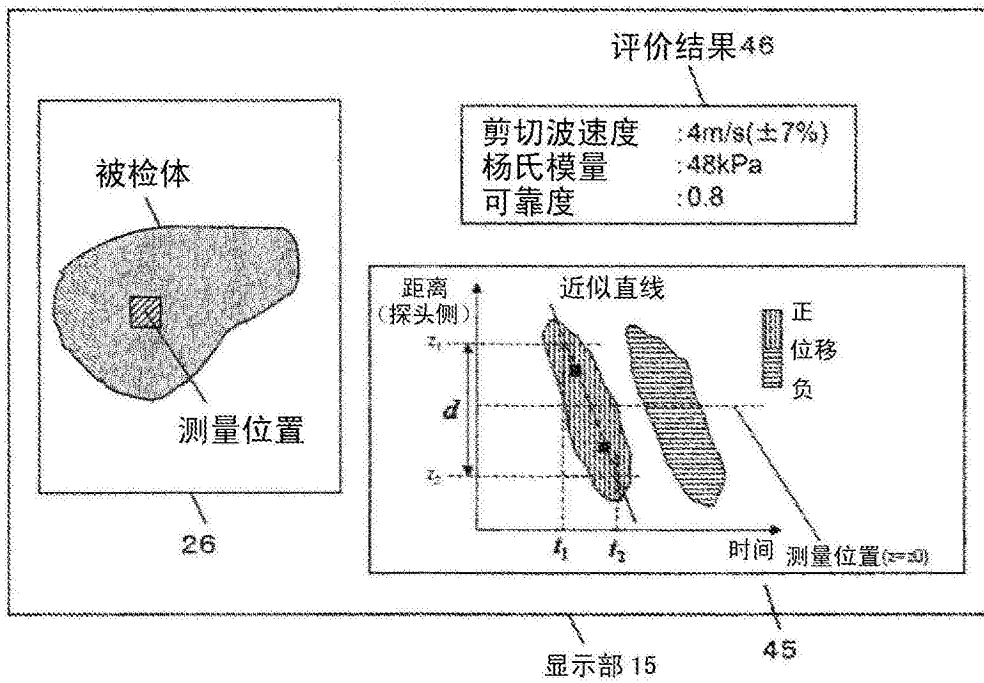


图15

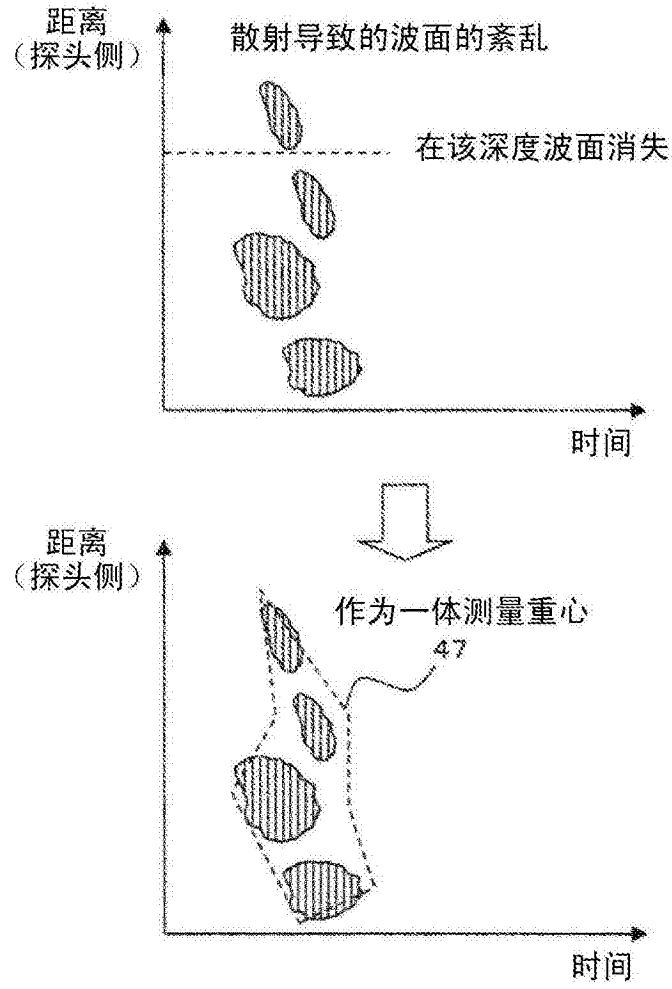


图16

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	CN104203112B	公开(公告)日	2017-06-20
申请号	CN201380018000.8	申请日	2013-12-04
[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	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0825 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/587 G01S7/52036		
代理人(译)	赵琳琳		
审查员(译)	王珊珊		
优先权	2012280750 2012-12-25 JP		
其他公开文献	CN104203112A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供进行减轻了伴随着剪切波的传播的波面特性和散射的影响的速度测量的超声波诊断装置。从探头(11)、超声波收发部(13)对被检体发送第1超声波即猝发波从而施加辐射压，通过对被检体发送接收第2超声波即轨道脉冲波，来检测由于该辐射压而在被检体内产生的伴随着剪切波的传播的被检体中的介质位移。控制部(12)的弹性评价部(17)使用来自超声波收发部(13)的接收数据通过相对于被检体的深度方向具有规定角度 $\theta(\neq 0)$ 的单一的轨道脉冲波，来测量第1深度处的剪切波的第1到来时间和第2深度处的剪切波的第2到来时间，基于第1到来时间与第2到来时间之差来计算剪切波的传播速度，并将被检体的弹性信息显示于显示部(15)。

