



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104619264 B

(45)授权公告日 2016.11.30

(21)申请号 201380046991.0

(22)申请日 2013.09.04

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104619264 A

(43)申请公布日 2015.05.13

(30)优先权数据

2012-198835 2012.09.10 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.03.10

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/073754 2013.09.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/038569 JA 2014.03.13

(73)专利权人 古野电气株式会社

地址 日本兵库县

(72)发明人 D·克雷坦

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 高迪

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

JP 特開2010-29241 A, 2010.02.12,
JP 特開2009-61079 A, 2009.03.26,
JP 特開2009-153945 A, 2009.07.16,
WO 2007/120890 A2, 2007.10.25,
CN 102469987 A, 2012.05.23,

审查员 薛艳华

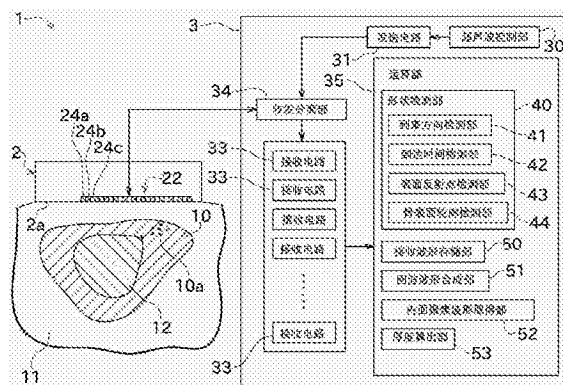
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

厚度测量装置及厚度测量方法

(57)摘要

课题为：提供一种即使在被测量体的表面和内面之间存在很多空孔或无用回波很多的环境中，也能够利用超声波以良好的精度测量厚度的厚度测量装置。解决手段为：皮质骨厚度测量装置(1)具备：振子(24)、接收波形存储部(50)、回波波形合成部(51)、内面聚焦波形取得部(52)和厚度算出部(53)。振子(24)被多个排列配置，各自能够收发超声波。回波波形合成部(51)一边扫描超声波波束的聚焦位置，一边合成接收波形存储部(50)中事先存储的各个振子(24)的接收波形，从而取得对应该超声波波束的回波波形。对于得到的回波波形由内面聚焦波形取得部(52)评价的结果若被判定为波束在皮质骨(10)的内面良好地聚焦，则厚度算出部(53)基于该回波波形，算出皮质骨(10)的厚度。



1. 一种厚度测量装置,其特征在于,具备:

多个波收发部,被排列配置,各自能够向被测量体发送超声波并且能够取得与该超声波对应的回波信号;

接收波形存储部,在每次由各个所述波收发部发送超声波时,取得全部的所述波收发部的接收波形并存储;

回波波形合成部,一边扫描超声波波束的聚焦位置,一边合成所述接收波形存储部中存储的各个波收发部的接收波形,从而取得与该超声波波束对应的回波波形;

内面聚焦波形取得部,针对由所述回波波形合成部得到的回波波形,分别评价波束是否在所述被测量体的内面良好地聚焦,从而取得波束在所述被测量体的内面良好地聚焦的回波波形;以及

厚度算出部,基于由所述内面聚焦波形取得部取得的回波波形,算出所述被测量体的厚度。

2. 如权利要求1所述的厚度测量装置,其特征在于,

所述厚度测量装置具备检测所述被测量体的表面的位置以及形状的表面检测部;

所述回波波形合成部在取得或者假定了所述被测量体的内外的声速后,一边扫描所述聚焦位置,一边考虑由所述表面检测部取得的被测量体的表面处的折射地计算从发送侧的波收发部经由该聚焦位置而到达接收侧的波收发部的超声波的路径,并基于该计算的结果合成所述接收波形从而取得所述回波波形。

3. 如权利要求2所述的厚度测量装置,其特征在于,

所述回波波形合成部一边扫描所述聚焦位置,一边计算从发送侧的波收发部经由该聚焦位置而到达接收侧的波收发部的超声波的传播时间,并且错移基于该传播时间计算而得的延迟时间来合成所述接收波形,从而取得所述回波波形。

4. 如权利要求1至3的任一项所述的厚度测量装置,其特征在于,

所述回波波形合成部以2维扫描所述超声波波束的聚焦位置。

5. 如权利要求1所述的厚度测量装置,其特征在于,

所述内面聚焦波形取得部对合成的回波波形取包络线,并评价得到的回波图形的形状,从而取得波束在所述被测量体的内面良好地聚焦的回波波形。

6. 如权利要求1所述的厚度测量装置,其特征在于,

所述厚度算出部基于在由所述内面聚焦波形取得部取得的回波波形上显现的表面回波和内面回波的时间差,算出所述被测量体的厚度。

7. 如权利要求1所述的厚度测量装置,其特征在于,

所述厚度测量装置具备将多个作为所述波收发部的振子排列配置而成的阵列振子。

8. 如权利要求7所述的厚度测量装置,其特征在于,

所述阵列振子所具备的多个所述振子能够一起发送超声波,并且能够在个别的定时发送超声波。

9. 如权利要求1所述的厚度测量装置,其特征在于,

所述被测量体为皮质骨。

10. 一种厚度测量方法,是具有被排列配置、且各自能够向被测量体发送超声波并且能够取得与该超声波对应的回波信号的多个波收发部的厚度测量装置中的厚度测量方法,其

特征在于,包括:

接收波形存储工序,在每次由各个所述波收发部发送超声波时,取得全部的所述波收发部的接收波形并存储;

回波波形合成工序,一边扫描超声波波束的聚焦位置,一边合成所述接收波形存储工序中存储的各个波收发部的接收波形,从而取得与该超声波波束对应的回波波形;

内面聚焦波形取得工序,针对由所述回波波形合成工序得到的回波波形,分别评价波束是否在所述被测量体的内面良好地聚焦,从而取得波束在所述被测量体的内面良好地聚焦的回波波形;以及

厚度算出工序,基于由所述内面聚焦波形取得工序取得的回波波形,算出所述被测量体的厚度。

厚度测量装置及厚度测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种厚度测量装置,该测量装置主要对被测量体照射超声波从而取得回波信号,基于此回波信号测量该被测量体的厚度。

背景技术

[0002] 该种厚度测量装置例如在专利文献1中公开。专利文献1的超声波诊断装置为用于进行血管壁组织的性状诊断的装置,具备按紧贴在被检测者体表的方式被支持的超声波探测器。该超声波探测器含有阵列状排列的多个超声波振子。超声波诊断装置从超声波探测器向包含血管外组织以及血管的体组织内部发送超声波。于是,在血管等反射、散射的超声波的一部分返回超声波探测器,作为回波而被接收。此时,通过控制给予超声波振子群的驱动脉冲信号的延迟时间,使从超声波探测器发送的超声波波束的声线的方向或焦点深度发生变化。此外,通过控制超声波振动的接收信号的延迟时间,也能够使孔径或焦点位置发生变化。

[0003] 专利文献1的超声波诊断装置进行由该回波而得的接收信号的解析以及演算,进而求出血管外组织或血管的弹性特性。另外,专利文献1的结构基本上为求出2点的厚度变化量,但也公开了在给出2点位置的初始值等特殊的信息的情况下,也能够求出2点间的厚度。

[0004] 专利文献1为主要关于测量血管壁组织的超声波诊断装置的文献,近年,伴随着对骨质疏松症的关注,被认为与骨质有很深关系的皮质骨的厚度的测量被研讨。例如,非专利文献1以及非专利文献2公开了以下技术:通过对从皮质骨的表面以及内面传来的回波进行波谱处理,导出皮质骨的厚度。此外,在非专利文献3以及非专利文献4中提出了,通过应用低频率的兰姆波计算而得到皮质骨的厚度的方法

[0005] 在先技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特许第4602972号公报

[0008] 非专利文献

[0009] 非专利文献1:Autocorrelation and Cepstral Methods for Measurement of Tibial Cortical Thickness,Wear et al.,IEEE UFFC,vol 50.No 6,June 2003

[0010] 非专利文献2:Ultrasonic Assessment of Cortical Bone Thickness In vitro and In vivo,J.Karjalainen et al.,IEEE UFFC,vol 55.No 10,October 2008

[0011] 非专利文献3:Assessment of the tibia using ultrasonic guided waves in pubertal girls,Moilanen et al.,Osteoporosis International,vol 14,2003

[0012] 非专利文献4:Low-frequency axial ultrasound velocity correlates with bone mineral density and cortical thickness in the radius and tibia in pre- and postmenopausal women,Vilappa et al.,Vol22.No 4,2011

发明内容

[0013] 发明要解决的问题

[0014] 可是,上述的皮质骨除存在个体差异,还存在所谓的在其内部有大量的空孔存在的情况很多的特征。此外,使用超声波时,空孔的大小和波长的量级大体一致。因此,将该种皮质骨设为测量体时,若单纯采取如专利文献1那样收发超声波波束从而求出的方法,由于由空孔而产生的散射等的影响,从皮质骨的内面传来的回波信号变得难以捕捉,因此高精度的测量变得困难。

[0015] 此外,通过非专利文献1以及非专利文献2的方法测量皮质骨的厚度时,以满足皮质骨的表面与内面是平行的、表面平滑、且骨骼的内部为均质等理想条件为前提。因此,对于实际的空孔较多的曲面状的皮质骨,不得不说不实用的级别确保厚度测量精度是困难的。

[0016] 另一方面,如非专利文献3以及非专利文献4那样使用了兰姆波的情况下,由于为低频率波所以被认为在厚度的测量上精度有极限。此外,由于在使用兰姆波的情况下需要长的传播距离,因此从测量的稳定性的观点来看也留有改善的余地。

[0017] 本发明为鉴于以上情况而成的发明,其目的在于:提供一种即使在被测量体的表面和内面之间存在很多空孔或无用回波很多的环境中,也能够利用超声波以良好的精度测量厚度的厚度测量装置。

[0018] 用于解决问题的手段

[0019] 本发明要解决的问题为以上所述,接下来说明用于解决该问题的手段和其效果。

[0020] 根据本发明的第1观点,提供以下结构的厚度测量装置。即,该厚度测量装置具备波收发部、接收波形存储部、回波波形合成部、内面聚焦波形取得部和厚度算出部。所述波收发部被排列多个配置,能分别向被测量体发送超声波,并且能取得对应该超声波的回波信号。所述接收波形存储部,每次在各个所述波收发部发送超声波时,取得全部的所述波收发部的接收波形并存储。所述回波波形合成部,一边扫描超声波波束的聚焦位置,一边通过合成所述接收波形存储部中存储的各个波收发部的接收波形,取得对应该超声波波束的回波波形。所述内面聚焦波形取得部,通过对由所述回波波形合成部得到的多个回波波形分别进行评价,取得波束在所述被测量体的内面良好地聚焦的回波波形。所述厚度算出部,基于由所述内面聚焦波形取得部取得的回波波形,算出所述被测量体的厚度。

[0021] 由此,能够提供一种即使在被测量体的表面和内面之间存在很多空孔或无用回波很多的环境中,也能够利用超声波以良好的精度测量被测量体的厚度的厚度测量装置。

[0022] 在所述的厚度测量装置中优选以下结构。即,该厚度测量装置具备检测所述被测量体的表面的位置以及形状的表面检测部。所述回波波形合成部在取得或者假定了所述被测量体的内外的声速后,一边扫描所述聚焦位置,一边考虑由所述表面检测部取得的被测量体的表面处的折射地计算从发送侧的波收发部经由该聚焦位置而到达接收侧的波收发部的超声波的路径,并基于该计算结果合成所述接收波形从而取得所述回波波形。

[0023] 由此,因为可以高精度地一边模拟超声波的传播路径一边合成回波波形,所以能够提高厚度的测量精度。

[0024] 在所述的厚度测量装置中优选:所述回波波形合成部一边扫描所述聚焦位置,一

边计算从发送侧的波收发部经由该聚焦位置而到达接收侧的波收发部的超声波的传播时间,并且错移基于该传播时间计算而得的延迟时间来合成所述接收波形,从而取得所述回波波形。

[0025] 由此,能够以准确的计算一边合成回波波形,一边通过扫描聚焦位置取得波束在被测量体的内面良好地聚焦的回波波形。

[0026] 在所述的厚度测量装置中优选:所述回波波形合成部以2维扫描所述超声波波束的聚焦位置。

[0027] 由此,因为能够在被测量体的内部大范围地扫描聚焦位置,所以能够得到波束在被测量体的内面良好地聚焦的波形的可能性增大。因此,能够提高厚度的测量精度。

[0028] 在所述的厚度测量装置中优选:所述内面聚焦波形取得部对合成的回波波形取包络线,并评价得到的回波图形的形状,从而取得波束在所述被测量体的内面良好地聚焦的回波波形。

[0029] 由此,因为能够以包络线的形状评价回波波形,能够简单地且可靠地识别波束在被测量体的内面良好地聚焦的回波波形。

[0030] 在所述的厚度测量装置中优选:所述厚度算出部,基于在由所述内面聚焦波形取得部取得的回波波形上显现的表面回波和内面回波的时间差,算出所述被测量体的厚度。

[0031] 由此,能够以简单的处理得到被测量体的厚度。

[0032] 在所述的厚度测量装置中优选:具备将多个作为所述波收发部的振子排列配置而成的阵列振子。

[0033] 由此,因为能够实现波收发部的简洁的配置,能够根据由接收波形存储部存储的接收波形准确地合成回波波形。

[0034] 在所述的厚度测量装置中优选:所述阵列阵子所具备的多个所述振子,能够一起或者在个别的定时发送超声波。

[0035] 由此,通过每个振子分别发送超声波,容易得到所述接收波形,并且通过多个振子一起发送而得到的平面波能够应用到各种各样的场景。

[0036] 在所述的厚度测量装置中,优选所述被测量体为皮质骨。

[0037] 由此,因为能够高精度地测量被认为与骨质有很深关系的皮质骨的厚度,所以能够在骨强度诊断等中提供有用的信息。

[0038] 根据本发明的第2个观点,在具有被排列配置、且能分别向被测量体发送超声波并且能取得对应该超声波的回波信号的多个波收发部的厚度测量装置中,提供以下那样的厚度测量方法。即,该厚度测量方法包含接收波形存储工序、回波波形合成工序、内面聚焦波形取得工序和厚度算出工序。在所述接收波形存储工序中,每次在各个所述波收发部发送超声波时,取得全部的所述波收发部的接收波形并存储。在所述回波波形合成工序中,一边扫描超声波波束的聚焦位置,一边通过合成所述接收波形存储工序中存储的各个波收发部的接收波形,取得对应该超声波波束的回波波形。在所述内面聚焦波形取得工序中,通过对由所述回波波形合成工序得到的回波波形分别进行评价,取得波束在所述被测量体的内面良好地聚焦的回波波形。在所述厚度算出工序中,基于由所述内面聚焦波形取得工序取得的回波波形,算出所述被测量体的厚度。

[0039] 由此,在被测量体的表面和内面之间存在很多空孔或无用回波很多的环境中,也

能够利用超声波以良好的精度测量被测量体的厚度。

附图说明

[0040] 图1是涉及本发明的一个实施方式的皮质骨厚度测量装置的示意断面图以及功能框图。

[0041] 图2中(a)是表示超声波波束聚焦在皮质骨内的空孔的情况的概念图。(b)是表示聚焦在空孔的情况的接收波形的包络线的曲线图。

[0042] 图3中(a)是表示超声波波束聚焦在皮质骨的内面的情况的概念图。(b)是表示聚焦在皮质骨的内面的情况的接收波形的包络线的曲线图。

[0043] 图4是本实施方式的厚度测量方法的流程图。

[0044] 图5中(a)是表示由阵列振子发送平面波的情况的图。(b)是表示阵列振子发送的平面波在皮质骨的表面或内面反射的情况的图。

[0045] 图6中(a)是将接收表面反射波的振子组附近放大后的示意图。(b)是说明向构成振子组的2个振子处到来的表面反射波的传播路径的差的示意图。

[0046] 图7中(a)是表示一边改变聚焦位置一边进行聚束的情况的概念图。(b)是表示聚焦位置为P点的情况的接收波形的包络线的曲线图。(c)是表示聚焦位置为Q点的情况的接收波形的包络线的曲线图。

[0047] 图8是举例示出评价包络线波形图的指标的曲线图。

具体实施方式

[0048] 接下来,参照附图来说明发明的实施方式。图1为涉及本发明的一个实施方式的皮质骨厚度测量装置的示意断面图以及功能框图。

[0049] 皮质骨厚度测量装置(厚度测量装置)1为例如对于胫骨等长管状骨的皮质骨进行骨强度诊断的装置(但是,诊断对象并不限于此)。具体的进行说明,骨骼一般由皮质骨10和存在于皮质骨10的内侧的网眼状的海绵骨12构成。此外,皮质骨10的周围被肌肉或脂肪等软组织11覆盖。本实施方式的皮质骨厚度测量装置构成为从软组织11的外侧对皮质骨10放射超声波,并测量该皮质骨10的厚度。因此,在本实施方式中,皮质骨10相当于被测量体。

[0050] 图1的左侧表示将人体的小腿部分以与骨骼的长度方向相垂直的平面切开后的断面。如图1所示那样,皮质骨10表面的轮廓形状为面对径向(与骨骼的长度方向相垂直的方向)鼓出的平缓的曲线形状。因此,在以下的说明中,将长管状的骨骼比作圆柱,在该断面内,将超声波按沿着皮质骨10的表面的方式传播的方向称为圆周方向。另一方面,在图中省略,在以与骨骼的长度方向平行的平面切开的断面中,皮质骨10的表面轮廓大致成直线状。

[0051] 以下,具体的说明关于皮质骨厚度测量装置1的结构。如图1所示那样,皮质骨厚度测量装置1由超声波收发器2和装置主体3构成。

[0052] 超声波收发器2进行超声波的发送以及接收。该超声波收发器2具备与测量部位的软组织11的表面抵接的抵接面2a和阵列振子22。阵列振子22由被按1列并排排列的多个振子24构成。另外,作为在本实施方式中使用的振子采用以下方式:若被给予电信号则该表面振动从而发射超声波,并且若在该表面接收超声波则生成电信号并输出。

[0053] 阵列振子22具备多个振子(波收发部)24。另外,在以下的说明中,在需要区别多个

振子24的情况下,有从一侧开始按顺序将小写的字母附加到标号的末尾,按振子24a、振子24b、振子24c、…这样进行标记的情况。此外,也有同样地为了确定各个振子24,称振子24a为第一个,振子24b为第二个,…这样采取从一端数起第几个的叫法的情况。该振子24按与抵接面2a平行的方式,等间隔地被排为一列而配置。此外,各个振子24被构成为能够发送以及接收超声波。

[0054] 在使用该超声波收发器2实际进行超声波的收发时,在测量部位的皮肤表面(即,软组织11的外侧表面)涂抹超声波凝胶,将抵接面2a抵接在该皮肤表面。然后,由阵列振子22发送超声波。由此,超声波通过软组织11抵达作为被测量体的皮质骨10。然后,从皮质骨10返回的超声波由阵列振子22接收。另外,所述超声波凝胶防止软组织11与抵接面2a之间产生间隙,并且使抵接面2a与软组织11之间的声阻抗匹配,进而用于抑制从阵列振子22发送来的超声波在软组织11的表面反射。

[0055] 接下来,关于装置主体3进行说明。装置本体3构成为:通过线缆与超声波收发器2连接,能够在与该超声波收发器2之间进行信号的收发。具体来说,该装置主体3具备超声波控制部30、发送电路31、多个接收电路33、收发分离部34和运算部35。

[0056] 发送电路31构成为:通过生成电脉冲信号并发送至阵列振子22,使阵列振子振动22从而产生超声波。电脉冲振动的中心频率为例如大约1~10MHz。另外,也可以代替电脉冲信号,使用例如线性调频脉冲。

[0057] 另外,由阵列振子22产生超声波时,发送电路31构成为能够对应多个振子24分别生成任意的定时的电脉冲信号。此外,超声波控制部30构成为:与发送电路31连接,将用于使从多个振子24发送超声波的控制信号发送至发送电路31。由此,能够进行控制以使从多个振子24一起或者在个别的定时发送超声波。

[0058] 多个接收电路33分别对应于构成阵列振子22的多个振子24而连接。各个接收电路33构成为:接收由1个振子24接收超声波而输出的电信号,生成对该电信号实施了放大处理、滤波处理、数字变换处理等而得到的数字信号,并发送至运算部35。另外,从阵列振子22直接输出的信号为模拟的波形信号,发送至运算部35的信号为信号处理后的数字的波形信号,但在以下的说明中不区别这两种,而是仅称作“波形信号”。

[0059] 收发分离部34被连接在阵列振子22和所述发送电路31以及所述接收电路33之间。该收发分离部34用于防止从发送电路31发送至阵列振子22的电信号(电子脉冲信号)直接流入接收电路33,并且防止从阵列振子22发送至接收电路33的电信号流向发送电路31侧。

[0060] 接下来,参照图2以及图3关于本实施方式的厚度测量方法的基本想法进行说明。

[0061] 使超声波反射的对象如上所述,除了皮质骨10的内面,还可以想到空孔10a,但在皮质骨10的内面和空孔10a处,特性各不相同。

[0062] 即,空孔10a的尺寸相对较小而数量多,并且在骨骼中的各自的位置不规则。因此,认为从各个空孔10a射出的反射波的相位表现为随机。另一方面,皮质骨10的内面通常作为1个连续的宽广面而存在。因此,认为从皮质骨10的内面射出的反射波的相位互相接近。

[0063] 因此,如图2(a)那样超声波波束聚焦在空孔10a中的一个时,由于存在于其他处的空孔10a中超声波也产生反射,因此各种各样的相位的回波被接收,相互减弱(相消干涉)。因此,该情况的接收波形的包络线(回波图形)如图2(b)所示那样,在皮质骨10表面以外没有明确地显现波峰。

[0064] 另一方面,如图3(a)那样,如果使超声波波束聚焦在皮质骨10的内面,由于从内面的各个部分射出的回波成为同相位,所以应为相互增强(相长干涉)。因此,该情况的接收波形的包络线(回波图形)如图3(b)所示那样,皮质骨10的表面反射波以外,明确地显现出内面反射波的波峰。

[0065] 因此,若使用波束聚焦法,则可以想到充分利用上述特性的差异,使皮质骨10的内面的回波不被埋没在无用回波中而是能够有效地进行分离。

[0066] 但是,由于皮质骨10的内面的位置是未知的,不能即时地在内面聚焦。因此,在本实施方式中,一边适宜地扫描聚焦位置,一边寻找从皮质骨10的内面射出的反射波的相位相应的聚焦位置(成为图3(a)以及图3(b)那样的聚焦位置)。由此,能够确实取得将从皮质骨10的内面射出的回波良好地分离后的接收波形(回波图形)。

[0067] 另外,伴随该聚焦位置的扫描,由皮质骨10的表面反射波产生的波峰也会发生变化。但是,由于软组织中的声速比皮质骨的声速慢,使聚焦位置变化时的软组织中的超声波的路径变化少于皮质骨中的超声波的路径变化。因此,认为聚焦位置即使发生变化,由皮质骨10的表面反射波产生的波峰位置的变化也很小,所以可以认为对皮质骨10的厚度检测精度的实质影响很小。

[0068] 接下来,关于在本实施方式的皮质骨厚度测量装置1中用于测量皮质骨10的厚度的具体结构、以及在皮质骨厚度测量装置1中进行的处理进行说明。图4为本实施方式的厚度测量方法的流程图。

[0069] 图1所示的皮质骨厚度测量装置1的装置主体3所具备的运算部35由CPU、RAM、ROM等硬件以及存储在所述ROM中的程序等软件构成。然后,运算部35构成为:通过所述硬件和软件的共同协作,作为形状检测部40、接收波形存储部50、回波波形合成部51、内面聚焦波形取得部52和厚度算出部53等发挥功能。换言之,在皮质骨厚度测量装置1中,运算部35通过按顺序进行形状检测工序、接收波形存储工序、回波波形合成工序、内面聚焦波形取得工序以及厚度算出工序,测量皮质骨10的厚度。

[0070] 说明形状检测部40。形状检测部40为了在后面的聚焦波束形成时能够计算超声波传播路径,事先进行骨表面形状的检测。该形状检测部40的功能相当于图4的流程图中的S101的处理(形状检测工序)。

[0071] 即,为了求出超声波的传播路径,皮质骨10的表面形状(皮质骨10的断面轮廓形状)必须用某种方法取得。因此在本实施方式中,在由厚度算出部53求出皮质骨10的厚度之前,由形状检测部40进行皮质骨10的表面形状的检测。另外,皮质骨10的表面形状也可以在其他装置中例如利用X波束等来测量,在本实施方式中,皮质骨厚度测量装置1利用超声波测量皮质骨10的表面形状。由此提高了测量的简便性。

[0072] 由形状检测部40检测骨表面形状时,作为事先的准备,从阵列振子22发送超声波。参照图5对由振子22发送超声波的情况进行说明。图5(a)为表示由阵列振子22发送了超声波的情况的图,图5(b)为表示阵列振子22发送的超声波在皮质骨10的表面或内面产生反射的情况的图。

[0073] 由阵列振子22发送超声波时,从发送电路31而来的脉冲信号被发送至阵列振子22,构成该阵列振子22的多个振子24同时对骨骼发送同相位的超声波。

[0074] 通过多个振子24同时发送声波,能够产生如图5(a)所示那样的平面波。该平面波

为与抵接面2a平行的波,沿与抵接面2a垂直的方向在软组织11中行进。平面波如图5(b)那样在皮质骨10的表面或内面反射,并被振子24接收。

[0075] 各个振子24接收超声波后,与各个振子24接收到的超声波对应的波形信号被发送至运算部35。通过对该波形信号进行解析,能够求出皮质骨10的表面形状。

[0076] 另外,理论上,不仅皮质骨10的表面,在内面反射的超声波也由振子24接收,但如图5(a)那样单纯产生平面波时,内面反射波与表面反射波相比,存在空孔10a等的影响而难以捕捉的情况很多。因此,在本实施方式的形状检测部40中设为不特别进行内面的回波的解析。

[0077] 以下,关于形状检测部40进行详细的说明。通过运算部35作为形状检测部40发挥功能,从而检测反射波被振子24接收时的角度以及时间,并基于此求出皮质骨10的表面形状。

[0078] 具体来说,形状检测部40由到来方向检测部41、到达时间检测部42、表面反射点检测部43和骨表面轮廓(line、线)检测部44构成。

[0079] 首先,关于到来方向检测部41进行说明。到来方向检测部41将多个振子24中相邻的2个振子作为1组,决定振子组25,并检测到达各个振子组25的超声波的到来方向。另外,在关于以下的形状检测部40的说明中,从阵列振子22发送的平面波在皮质骨10的表面反射而被接收的超声波称为表面反射波,同样的在皮质骨10的内面反射而被接收的超声波称为内面反射波。此外,在需要区别各个振子组25的情况下,从一端的振子24a侧按顺序将大写字母附加到标号的末尾,按振子组25A、振子组25B、……那样进行标记。

[0080] 以下,参照图6具体地进行说明。图6(a)为将接收表面反射波的振子组25A附近放大后的示意图,图6(b)为说明向构成振子组的2个振子24a、24b处到来的表面反射波的传播路径的差的示意图。在某振子组25中,与相邻的2个振子24对应的表面反射波的到来方向近似。例如图6中,构成振子组25A的振子24a和振子24b能够看作表面反射波分别以到来角度 θ_a 到来。在这里,为了求出到来角度 θ_a ,进行以下那样的运算。

[0081] 首先,到来方向检测部40测量构成振子组25A的2个振子24a、24b检测出表面反射波的波峰的时间差 Δt 。另外,如上述那样,若从阵列振子22发送平面波则会产生表面反射波以及内面反射波,因为表面反射波一定比内面反射波先被接收,所以能够适当地检测表面反射波的波峰。

[0082] 接下来根据该时间差 Δt ,求出对应该振子组25的表面反射波的到来角度 θ_a 。如图6(b)所示那样,若设振子24a与振子24b的间隔为W,则振子24a与振子24b相比,表面波多传播了 $W\sin\theta_a$ 距离后到达。在这里,若设软组织中的声速为 SOS_{soft} 则

[0083]
$$SOS_{soft} \Delta t = W\sin\theta_a$$

[0084] 因此,到来角度 θ_a 可以由下式求出:

[0085]
$$\theta_a = \arcsin(SOS_{soft} \Delta t / W)$$

[0086] 到来方向检测部41对其他的振子组25也同样地求出到来角度。另外,在本实施方式中,作为软组织11中的声速 SOS_{soft} 使用了由经验得到的值,但也可以使用实际测量值。

[0087] 接下来,关于到达时间检测部42进行说明。到达时间检测部42求出从由阵列振子22发送超声波起直到表面反射波到达振子组25为止的到达时间 T_a 。在本实施方式中,从由阵列振子22发送超声波起直到表面反射波到达构成振子组25的2个振子24各自为止的时间

的平均值设为到达时间 T_a 。另外,不限于平均值,例如也可以将表面波到达任何一个振子24为止的时间直接作为到达时间 T_a 而使用。

[0088] 接下来,关于表面反射点检测部43进行说明。表面反射点检测部43基于到来角度 θ_a 以及到达时间 T_a ,检测到达各个振子组25的表面反射波的反射点 R_a 。

[0089] 在这里,在图6所示的平面内,将阵列振子22排列的方向设为x轴,与x轴垂直的方向设为y轴。然后,从振子组25A到反射点 R_a 为止的x轴方向的距离设为X,y轴方向的距离设为Y。由图6可以看出,表面反射波的传播距离 L_a 为

[0090] $L_a = Y + Y / \cos \theta_a$

[0091] 另一方面,若利用到达时间 T_a 与软组织11中的声速 SOS_{soft} 则

[0092] $L_a = SOS_{soft} \times T_a$

[0093] 因此表示反射点 R_a 的位置的距离X、Y能够利用下式求出。

[0094] $Y = SOS_{soft} \times T_a \times \cos \theta / (1 + \cos \theta)$

[0095] $X = Y \times \tan \theta = SOS_{soft} \times T_a \times \sin \theta / (1 + \cos \theta)$

[0096] 像这样,基于平面波的到来角度 θ_a 以及到达时间 T_a ,能够算出反射点 R_a 的位置。然后,表面反射点检测部43对其他的振子组25也同样地求出反射点。

[0097] 骨表面轮廓检测部44通过将表面反射点检测部43求出的多个反射点用直线或曲线连接,检测骨表面轮廓。由于反射点为皮质骨10表面上的点,骨表面轮廓表示了皮质骨10的表面形状。

[0098] 按上述那样,由形状检测部40能够得到皮质骨10的表面形状(骨表面轮廓)。

[0099] 接下来,说明接收波形存储部50。接收波形存储部50一边逐个变更发送侧的振子24,一边重复进行从多个振子24中的一个向皮质骨10发送超声波并将全部的振子24的接收波形(波形信号)分别进行存储的处理。

[0100] 因此,将构成阵列振子22的振子24的个数设为N个的情况下,被存储的接收波形为 $N \times N$ 种。另外,在以下的说明中,将发送侧为第i个振子24且接收侧为第j个振子24的情况下的接收波形表示为 $s_{ij}(t)$ 。

[0101] 另外,该接收波形存储部50的功能相当于图4的流程图中S102~S104的处理(接收波形存储工序)。以下,按该流程图进行说明,作为接收波形存储部50发挥功能的运算部35控制为:首先,从构成阵列振子22的多个振子24中选择1个,由该振子24向皮质骨10发送超声波(S102)。然后,运算部35将从该振子24发送的超声波通过各个振子24接收,取得得到的接收波形并存储在存储器等适宜的存储部(S103)。通过对全部的振子24进行以上的处理(S102~S104),能够按发送侧的每个振子24取得全部的振子24的接收波形并存储。

[0102] 接下来,说明回波波形合成部51。该回波波形合成部51一边将聚焦位置在皮质骨10内移动,一边形成对应各个聚焦位置的聚焦波束从而合成回波波形。然后,回波波形合成部51按在皮质骨10的内面是否良好聚焦的观点评价回波波形,选择(取得)良好的回波波形。

[0103] 另外,回波波形合成部51的功能相当于图4的流程图中S105~S109的处理(回波波形合成工序)。按该流程图进行说明,作为回波波形合成部51发挥功能的运算部35首先在皮质骨10的内部决定聚焦位置(S105)。在这里,考虑皮质骨10的表面形状轮廓而按图7(a)的虚线那样决定虚拟网格,从该虚拟网格的交点群中适当地选择1个点作为聚焦位置。接下

来,运算部35在假定皮质骨和软组织的声速后,模拟声源,计算从发送侧的振子24传播到所述聚焦位置后返回至接收侧的振子24为止的传播路径(S106)。此时,运算部35利用在S101的形状检测工序中得到的骨表面信息,基于众所周知的斯涅尔定律准确地计算路径在骨表面的折射。

[0104] 另外,假定声速的理由为以下所述。即,关于在软组织中的声速 SOS_{soft} ,其在脂肪中、血液中、肌肉中的任何一个中都在1450~1585m/s的比较小的范围内,认为即使在所述的范围内将声速 SOS_{soft} 设定为一个适当的值而计算,影响也很小。此外,关于皮质骨10内的声速 SOS_{bone} ,其在2900~3400m/s范围内变动,该声速变动对于传播时间的影响大致小于20%,另一方面,已知人体中的胫骨的皮质骨的厚度经验上可能在1mm~4mm的范围内。因此,皮质骨10内的超声波的传播时间受皮质骨10的厚度的影响很大,但由皮质骨10内的声速变动产生的影响很小,所以认为将皮质骨10内的声速 SOS_{bone} 在2900~3400m/s范围内设定为适当的值而计算也没有问题。根据以上的想法,在本实施方式中,从计算的简便性以及处理时间的缩短等观点来看,将在软组织中的声速 SOS_{soft} 以及皮质骨内的声速 SOS_{bone} 设定(固定)为能够判断为大体妥当的值从而进行计算。

[0105] 但是,以适宜的手段输入或者测量在软组织中的声速 SOS_{soft} 以及皮质骨内的声速 SOS_{bone} ,利用得到的声速计算超声波的传播路径在骨表面的折射等,显然也是可以的。

[0106] 具体说明步骤S106的处理,运算部35以上述那样假定的声速为前提,对发送侧为第i个振子24且接收侧为第j个振子24的情况下的经由聚焦位置的超声波的传播路径进行模拟计算,并基于此计算传播时间 t_{ij} 。一边使发送侧、接收侧的振子24进行各种改变,一边计算上述的传播时间 t_{ij} 。

[0107] 接下来,运算部35求出得到的多个传播时间 t_{ij} 中的最短的时间 $\min(t_{ij})$,通过从各个传播时间 t_{ij} 中减去得到的最短时间 $\min(t_{ij})$ 求出延迟时间 Δt_{ij} 。即,延迟时间 Δt_{ij} 为

$$[0108] \quad \Delta t_{ij} = t_{ij} - \min(t_{ij})$$

[0109] 接下来,运算部35利用上述得到的延迟时间 Δt_{ij} ,一边错移各个接收波形 $s_{ij}(t)$ 一边将其相加,从而合成对应上述聚焦波束的回波波形 $s(t)$ (基于后处理的合成孔径,S107)。即,回波波形 $s(t)$ 能够由下式求出:

$$[0110] \quad s(t) = \sum s_{ij}(t - \Delta t_{ij})$$

[0111] 然后运算部35对得到的回波波形 $s(t)$ 进行众所周知的包络线化处理,形成回波图形 $S(t)$ (S108)。

[0112] 接下来,运算部35对得到的包络线图形 $S(t)$ 评价波束是否在皮质骨10的内面良好地聚焦(S109)。作为该评价方法可以想到多种方法,例如,可以单独或组合利用图8所示的波峰振幅率、峰宽、绝对振幅、纹波波峰(peak ripple)数等的定量的指标。

[0113] 在这里,所谓波峰振幅率是指与第一个出现的波峰相比较,第二个波峰变小的比例。所谓峰宽是指,对波峰的大小乘以规定的比例(例如,0.7)而得到的高度上的波峰的宽度。所谓绝对振幅是指,第一个出现的波峰的大小。所谓纹波波峰数是指,对在回波图形中显现的脉动(凹凸)进行计数而得到的数值。

[0114] 另外,在步骤S109执行评价之际,例如,能够使用以下方法:若纹波波峰数为2或者3,第一个波峰(表面的回波)以及第二个波峰(内面的回波)的绝对振幅为各自的规定阈值以上的值,则判定为内面反射波能够良好地进行分离。要点是,使用能够识别出在表示内面

反射波的第二个波峰的部分处回波的相位对齐而发生相长干涉的波形那样的指标即可。

[0115] 该回波图形的评价结果,若判断为在该回波图形上良好地显现出皮质骨10的内面反射波,则前进到下一步的厚度算出工序。若判断为在该回波图形上没有良好地显现出皮质骨10的内面反射波的情况下,则返回S105,在与所述抵接面2a垂直且与阵列振子22中振子24排列的方向平行的平面内,将聚焦位置进行适当的错移。在这里,在图7(a)的虚拟网格的交点中与紧前设定的聚焦位置不同的交点再次设定聚焦位置。其后,重新执行上述的S106~S108的处理。

[0116] 像这样,直到在S109的评价中判定为皮质骨10的内面波形良好地出现为止,回波波形合成部51一边在图7(a)的虚拟网格上扫描聚焦位置,一边依次合成回波波形从而作成回波图形。因此,每执行一次S105~S108的处理(即按每个聚焦位置),都得到一个回波图形。图7(b)表示了聚焦位置被定为图7(a)的P点时的回波图形的例子,图7(c)表示了聚焦位置被定为图7(a)的Q点时的回波图形的例子。内面聚焦波形取得部52对像这样得到的各种回波波形进行评价,识别良好地显现内面反射波的波形,例如图7(c)那样的波形。由此,能够找到波束良好地聚焦在皮质骨10的内面的回波波形。

[0117] 接下来,说明厚度算出部53。厚度算出部53基于由内面聚焦波形取得部52得到的回波波形,计算皮质骨10的厚度。另外,厚度算出部53的功能相当于图4的流程图中的S110的处理(回波波形合成工序)。

[0118] 具体来说,运算部35作为厚度算出部53发挥功能,从上述的回波波形(回波图形)中求出最大的波峰和其次显现的波峰的时间差,并基于后式算出皮质骨10的厚度。

[0119] 即,若将皮质骨中的声速设为 SOS_{bone} ,回波图形(参照图7(c))中最大的波峰显现的时刻设为 T_{p1} ,其次的波峰显现的时刻设为 T_{p2} ,则皮质骨10的厚度 E 能够按下式求出:

$$[0120] \quad E = SOS_{bone} \times (T_{p2} - T_{p1}) / 2$$

[0121] 以上为本实施方式的皮质骨厚度测量装置1以及厚度测量方法的说明,按以上方式,能够不受由空孔10a等产生的干涉影响,而准确地求出皮质骨10的厚度。

[0122] 另外,本申请发明人为了验证用本实施方式的皮质骨厚度测量装置1实际对人体的皮质骨10的厚度进行测量的结果,对相同的被检验者的同一个部位进行CT断层扫描,与得到的CT图像进行了比较。于是,根据皮质骨10的厚度测量的数据与CT图像重合的结果,确认到测量值以高精度一致。因此,证实本实施方式的皮质骨厚度测量装置1能够以良好的精度测量皮质骨10的厚度。

[0123] 如以上说明那样,本实施方式的皮质骨厚度测量装置1具备振子24、接收波形存储部50、回波波形合成部51、内面聚焦波形取得部52和厚度算出部53。振子24构成为:被排列多个配置,能分别向皮质骨10发送超声波,并且能取得对应该超声波的回波信号。接收波形存储部50在每次由各个振子24发送超声波时取得全部的振子24的接收波形并存储。回波波形合成部51一边扫描超声波波束的聚焦位置,一边合成接收波形存储部50中存储的各个振子24的接收波形,从而取得对应该超声波波束的回波波形。内面聚焦波形取得部52通过评价由回波波形合成部51得到的回波波形,取得波束在皮质骨10的内面良好地聚焦的回波波形。厚度算出部53基于由内面聚焦波形取得部52取得的回波波形,算出皮质骨10的厚度。

[0124] 由此,即使在表面和内面之间存在很多空孔或无用回波很多的环境中,也能够以良好的精度测量皮质骨10的厚度。

[0125] 以上说明了本发明的优选的实施方式,但上述的结构也能够例如以下那样进行变更。

[0126] 聚焦位置的扫描可以在表示波束是否在皮质骨10的内面良好地聚焦的定量的评价指标的值成为规定的阈值以上的值的时刻停止,但另一方面,也可以在扫描全部的位置后选择评价指标的值出最高的值的聚焦波形。

[0127] 聚焦位置不限于图7(a)所示那样按照沿皮质骨10的表面形状轮廓的虚拟网格以2维进行扫描,也可以以与阵列振子22的长度方向(振子24的排列方向)平行的方向和与抵接面2a垂直的方向这2维进行扫描。另外,也可以仅在与抵接面2a垂直的方向上以1维扫描聚焦位置。

[0128] 也可以构成为由合成而得的回波波形在不进行包络线化的状态下对在内部是否良好地聚焦进行评价。

[0129] 也可以变更为在超声波收发器2侧具备上述的运算部35。此外,不限于分别具备超声波收发器2与装置主体3的结构,也可以将超声波收发器2与装置主体3一体化。

[0130] 本发明的厚度测量装置不仅限于测量骨骼的厚度的用途,也能够广泛地适用于其他用途。例如,认为能够将厚度测量装置用于有可能从内部开始腐蚀的金属管的厚度测量等的非破坏性检验。

[0131] 标号说明:

[0132] 1 皮质骨厚度测量装置(厚度测量装置);

[0133] 24 振子(波收发部);

[0134] 40 形状检测部;

[0135] 50 接收波形存储部;

[0136] 51 回波波形合成部;

[0137] 52 内面聚焦波形取得部;

[0138] 53 厚度算出部。

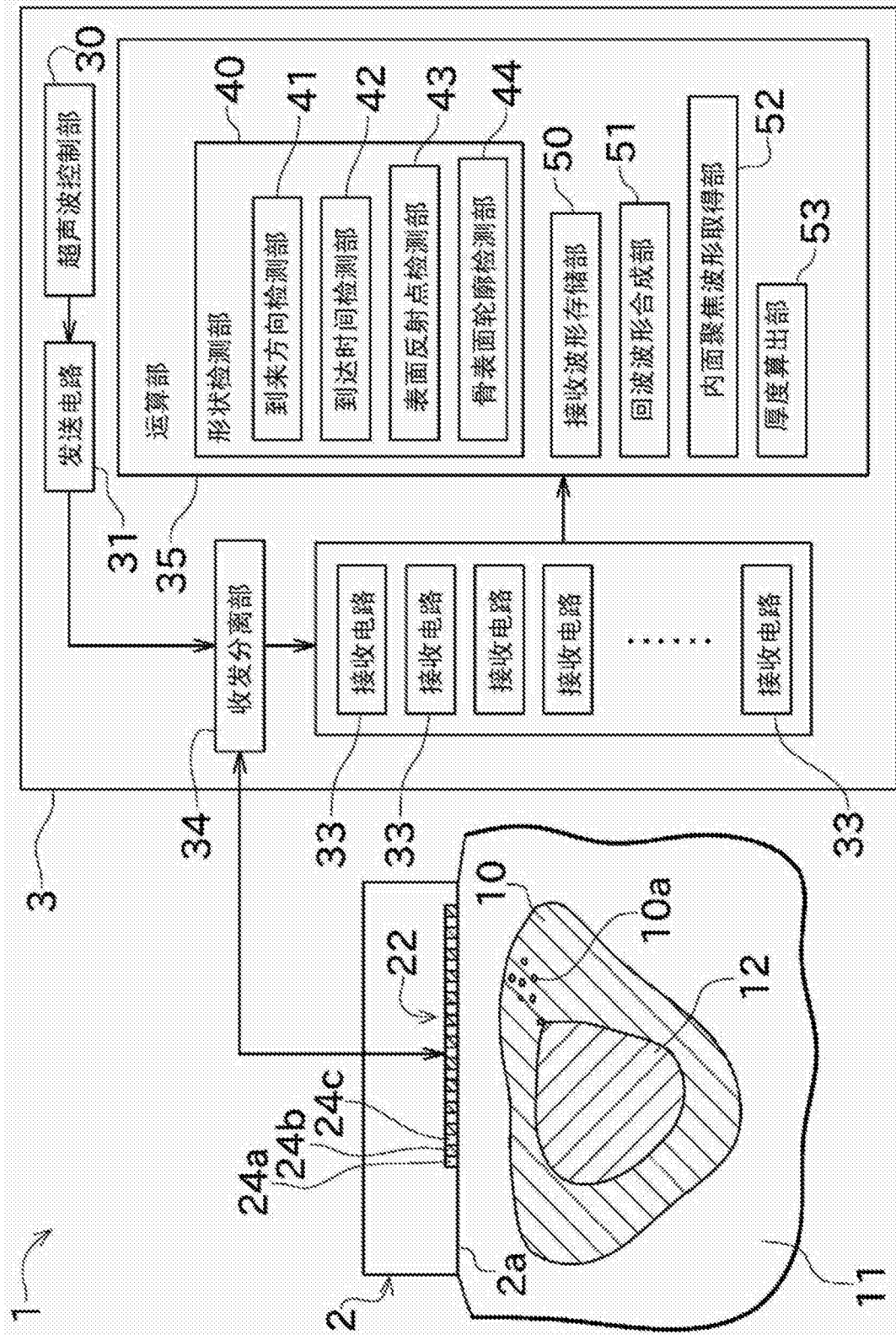


图1

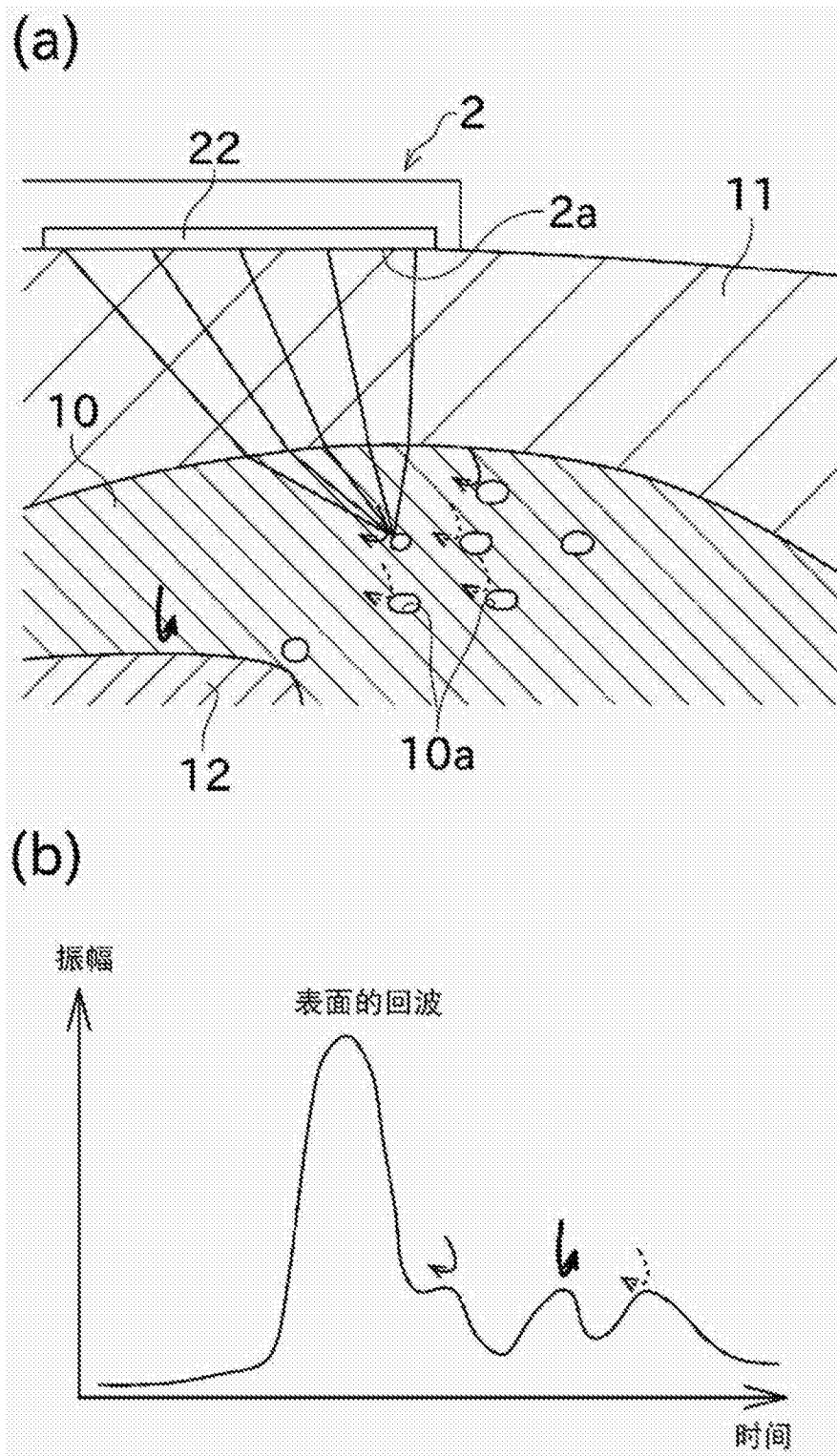


图2

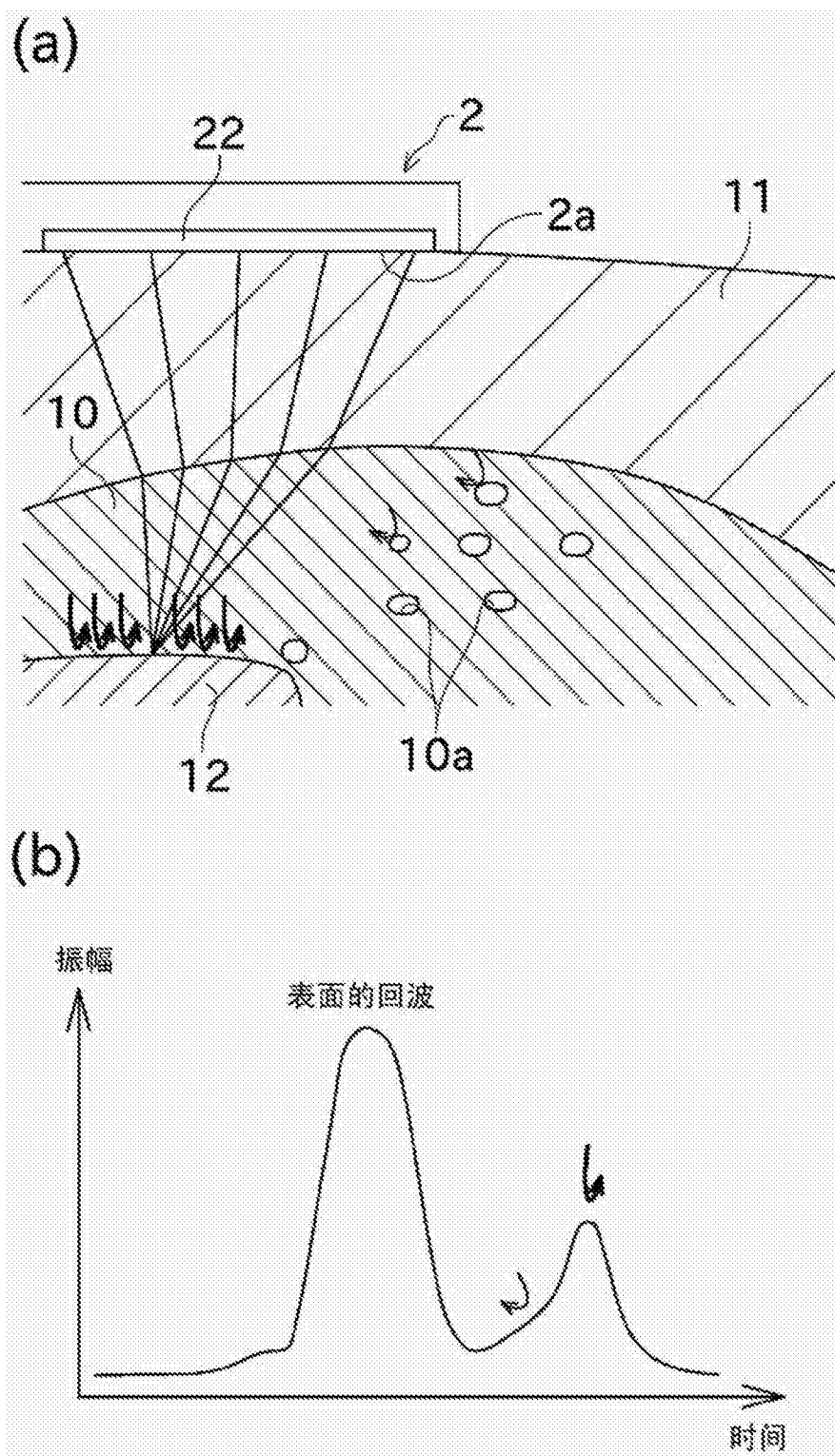


图3

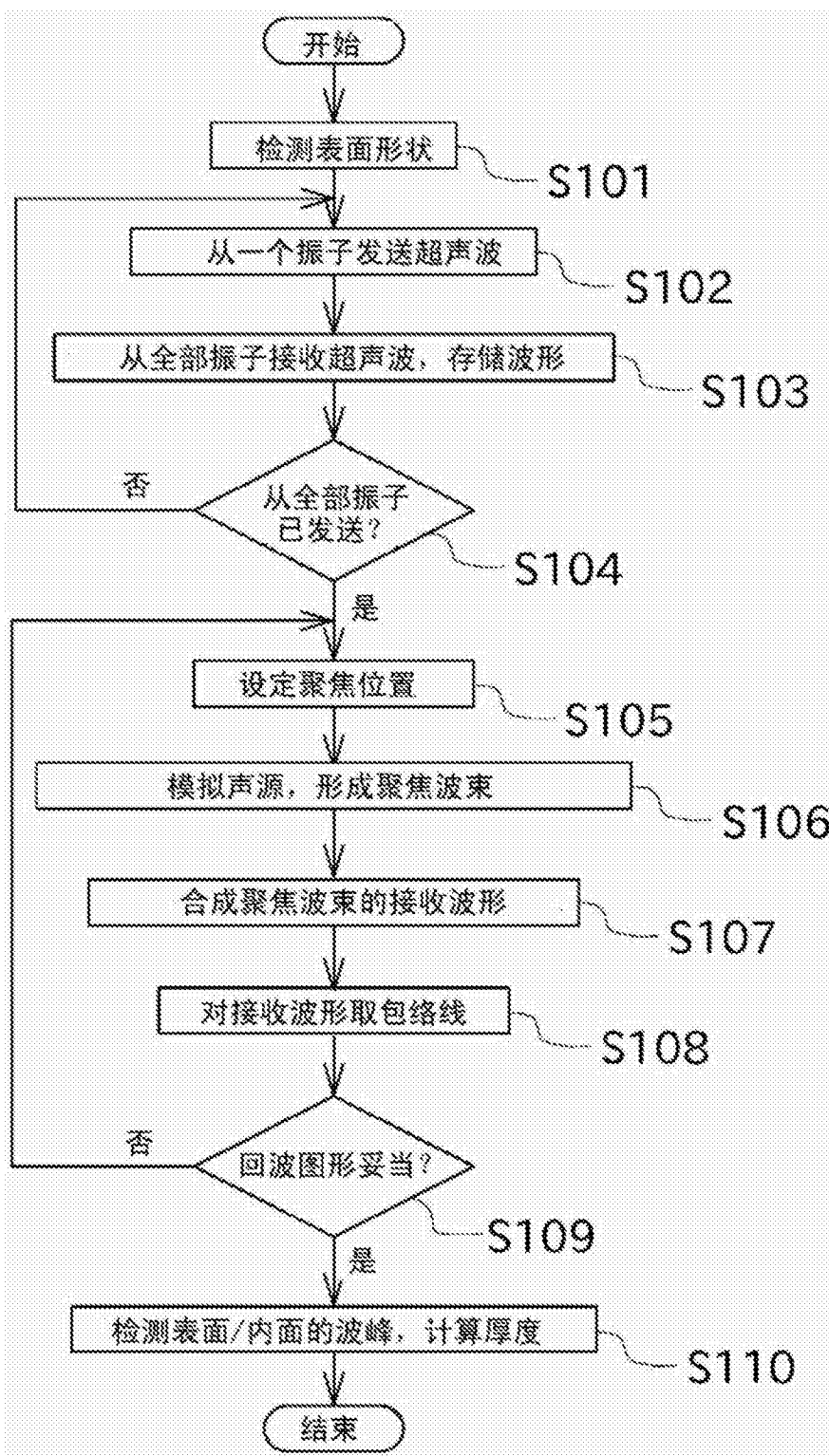


图4

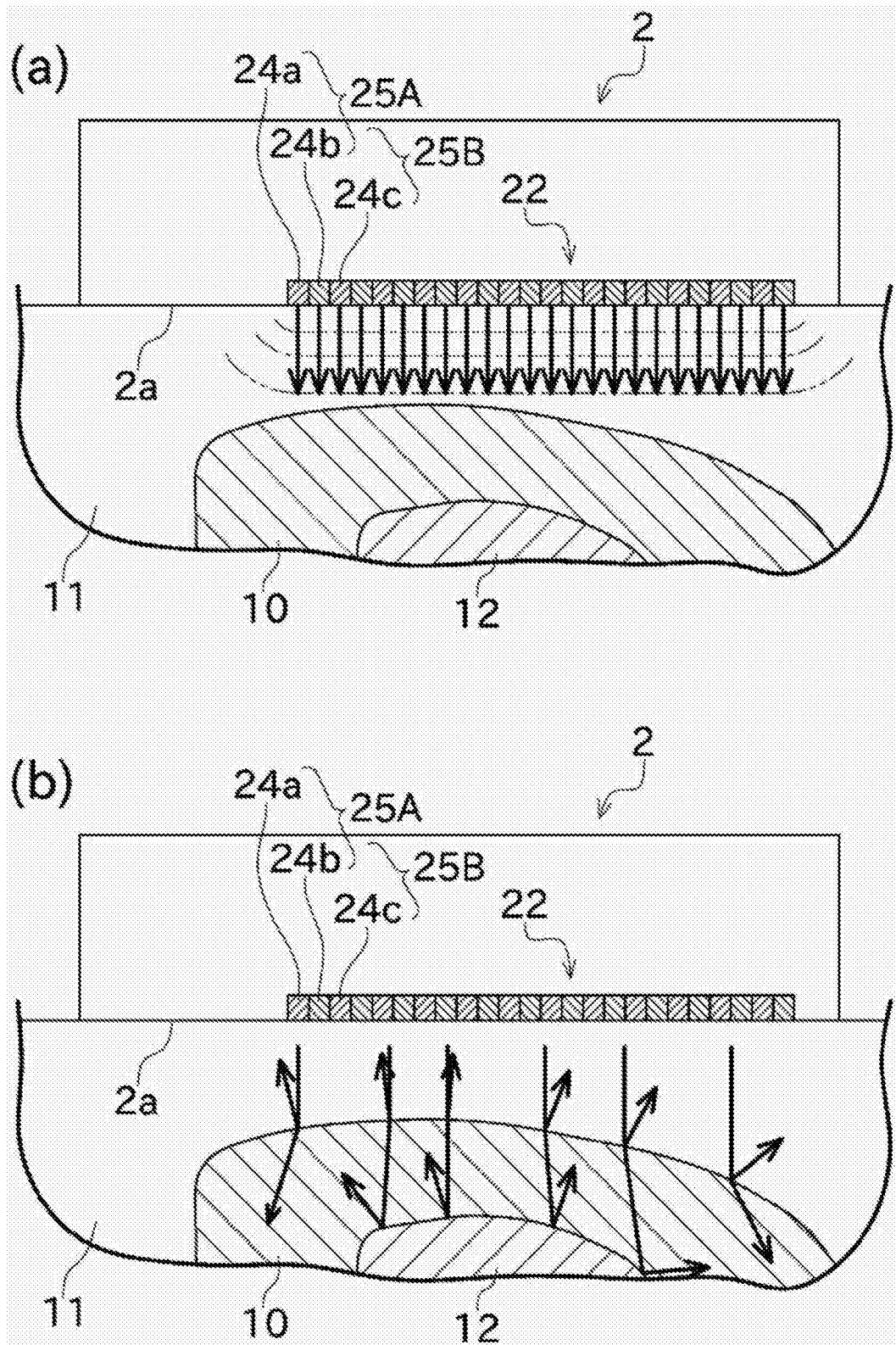


图5

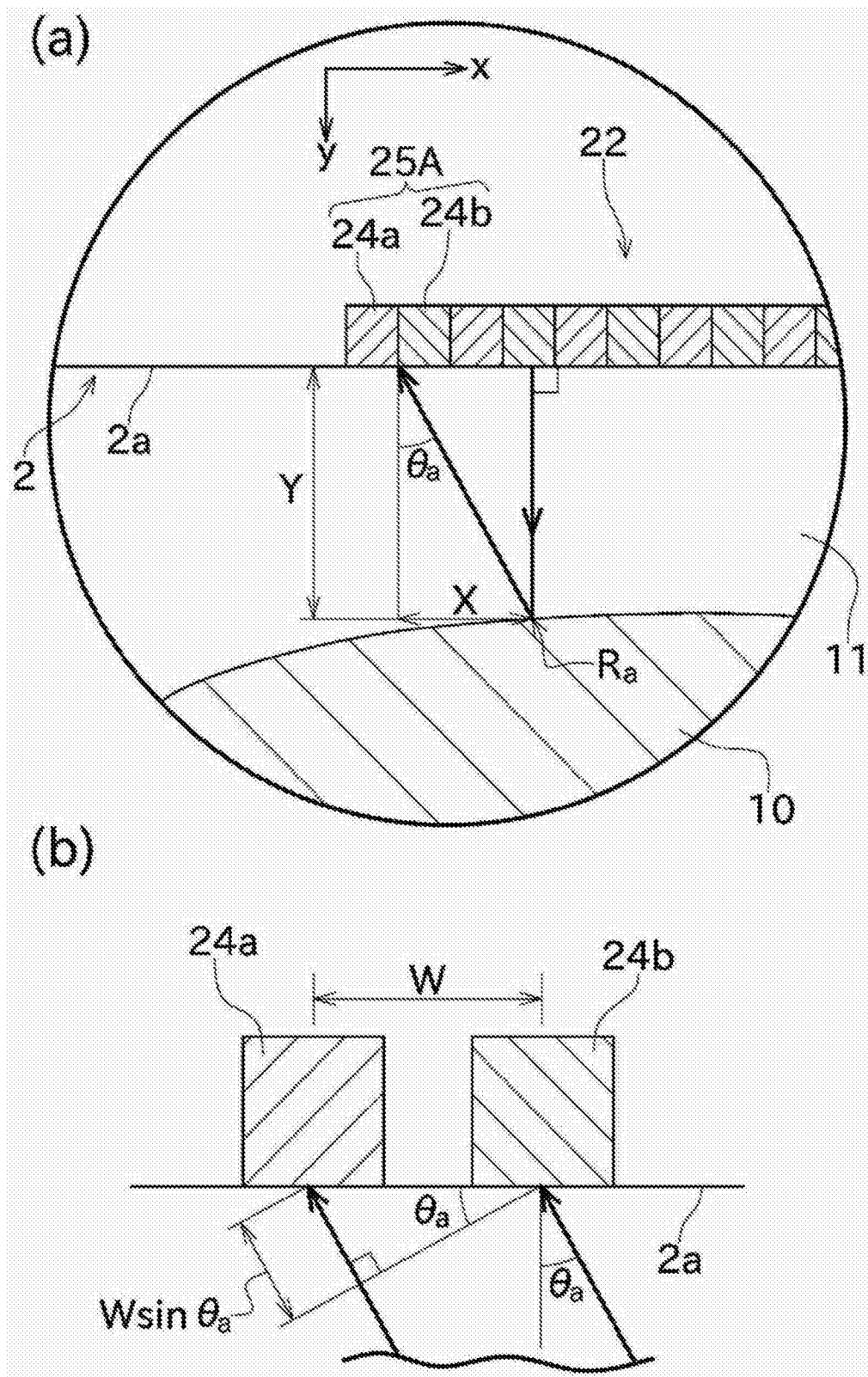


图6

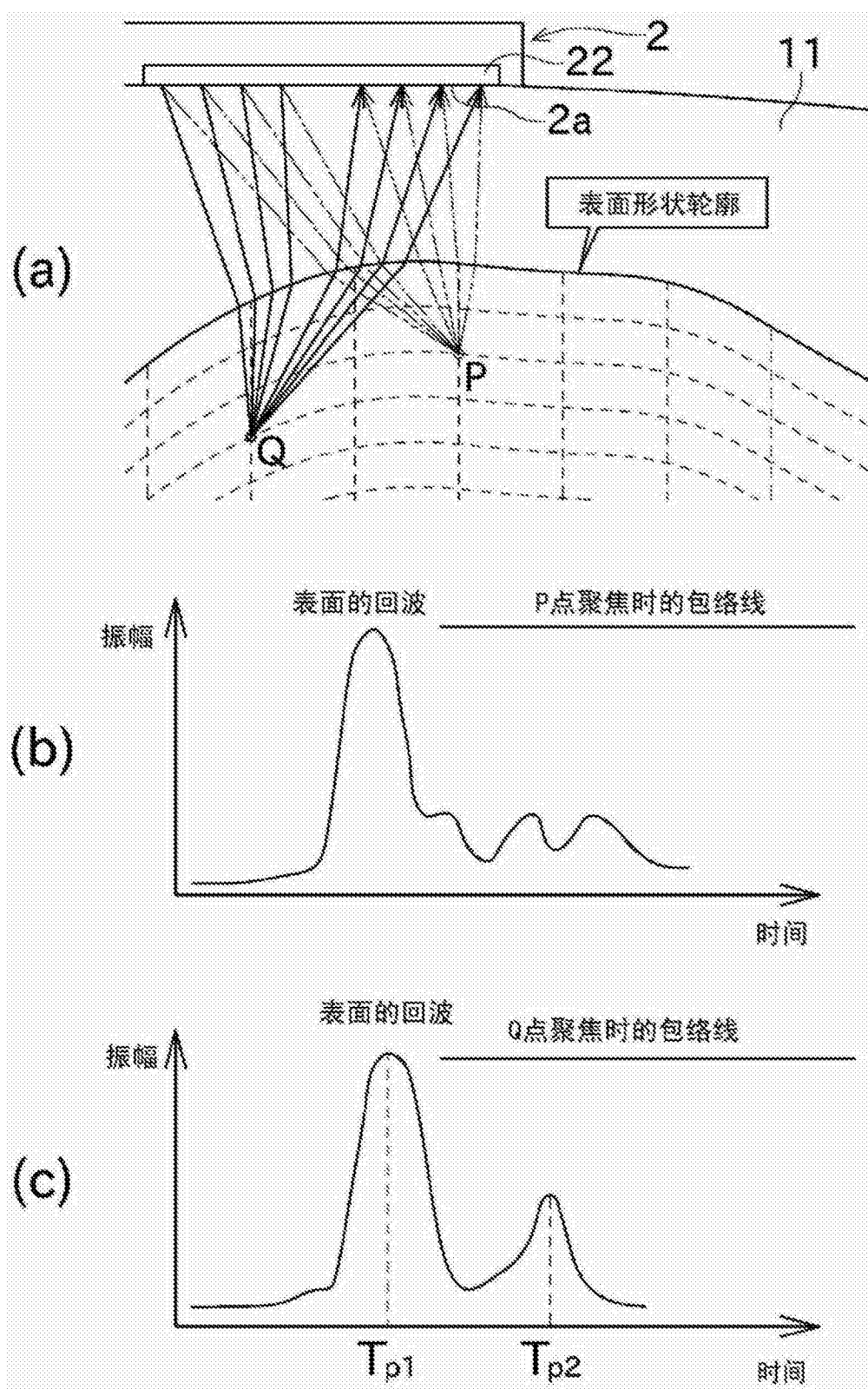


图7

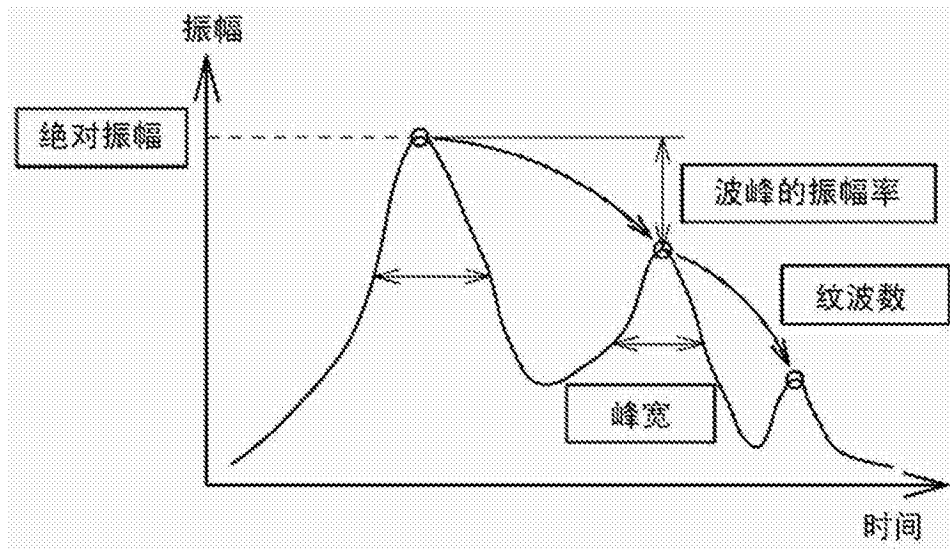


图8

专利名称(译)	厚度测量装置及厚度测量方法		
公开(公告)号	CN104619264B	公开(公告)日	2016-11-30
申请号	CN201380046991.0	申请日	2013-09-04
申请(专利权)人(译)	古野电气株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	古野电气株式会社		
[标]发明人	D克雷坦		
发明人	D·克雷坦		
IPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	高迪		
优先权	2012198835 2012-09-10 JP		
其他公开文献	CN104619264A		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

课题为：提供一种即使在被测量体的表面和内面之间存在很多空孔或无用回波很多的环境中，也能够利用超声波以良好的精度测量厚度的厚度测量装置。解决手段为：皮质骨厚度测量装置(1)具备：振子(24)、接收波形存储部(50)、回波波形合成部(51)、内面聚焦波形取得部(52)和厚度算出部(53)。振子(24)被多个排列配置，各自能够收发超声波。回波波形合成部(51)一边扫描超声波波束的聚焦位置，一边合成接收波形存储部(50)中事先存储的各个振子(24)的接收波形，从而取得对应该超声波波束的回波波形。对于得到的回波波形由内面聚焦波形取得部(52)评价的结果若被判定为波束在皮质骨(10)的内面良好地聚焦，则厚度算出部(53)基于该回波波形，算出皮质骨(10)的厚度。

